

**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet**

**Marginale und interne
Randspaltuntersuchung von 14-gliedrigen
CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidgerüsten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Paar Nicole
aus Graz
2013

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Florian Beuer
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann Prof. Dr. Mechthild Stöckelhuber
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. Dipl. Ing Kurt-Jürgen Erdelt
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	19.11.2013

Inhaltsverzeichnis

1.	<u>Einleitung</u>	5
2.	<u>Literaturübersicht</u>	6
	<u>2.1 Keramik</u>	6
	<u>2.1.1 Geschichtliche Grundlagen</u>	6
	<u>2.1.2 Dentale Keramiken</u>	8
	<u>2.1.2.1 Überblick über die dentalen Keramiken</u>	9
	<u>2.1.2.1.a Silikat</u>	10
	<u>2.1.2.1 b Silikatkeramik</u>	11
	<u>2.1.2.1.c Glaskeramik</u>	12
	<u>2.1.2.1.d Lithiumdisilikatkeramik</u>	13
	<u>2.1.2.1.e glasinfiltrierte Oxidkeramik</u>	15
	<u>2.1.2.1.f Oxidkeramik</u>	16
	<u>2.2 CAD/CAM Verfahren</u>	21
	<u>2.2.1 Was ist CAD/CAM</u>	21
	<u>2.2.2 Historie</u>	22
	<u>2.2.3 Digitalisieren</u>	23
	<u>2.2.4 CAD Computer-aided-design</u>	25
	<u>2.2.5 CAM Computer-aided-manufacturing</u>	27
	<u>2.3 CAD/CAM Systeme</u>	30
	<u>2.3.1 Kavo Everest</u>	30
	<u>2.4 Der Randspalt</u>	34
	<u>2.4.1 Definition des Randspaltes</u>	34
	<u>2.4.2 Untersuchungsmethoden für den Randspalt</u>	39
3.	<u>Material und Methoden</u>	41
	<u>3.1 Übersicht</u>	41
	<u>3.2 Herstellung der Gipsmodelle</u>	42
	<u>3.3 Herstellung der Brückengerüste</u>	42

3.3.1 Scannen	42
3.3.2 Konstruktion der Brücken (CAD)	45
3.3.3 Fräsvorgang (CAM)	46
3.3.4 Vorbereitung der Brücke auf den Sintervorgang	49
3.3.5 Sintervorgang	50
3.3.6 Aufpassen der Brücke auf das Gipsmodell	53
3.3.7 Zementieren der Brücke	54
3.4 Herstellung der Schnittproben	55
3.5 Vermessen des Randspalts im Lichtmikroskop	56
3.6 Statistische Auswertung	59
4. Ergebnisse	62
4.1 Überblick über die marginale Passgenauigkeit	62
4.2 Passgenauigkeit der Brücken und der Einzelkronen im Vergleich	63
4.3 Statistische Auswertung der Brücken vestibulär gegen palatinal	67
4.3.1 Zahn 21	68
4.3.2 Zahn 23	71
4.3.3 Zahn 25	73
4.3.4 Zahn 27	76
4.4 Statistische Auswertung der Einzelkronen vestibulär gegen palatinal	78
4.4.1 Ergebnisse des Signifikanztestes der Einzelkronen	79
5. Diskussion	82
5.1 Material und Methoden	83
5.2 Randspalt	87
5.3 Vergleichstest Brücke gegen Einzelkronen	90
5.4 Vergleich der Randspaltwerte mit der Literatur	92
6. Zusammenfassung	98
7. Literaturverzeichnis	100
8. Anhang	106
9. Lebenslauf	110

1. Einleitung

Aufgrund der größeren Nachfrage nach ästhetisch hochwertigen und biokompatiblen Materialien, gewinnen die vollkeramischen Restaurationen in der Zahnmedizin mehr an Bedeutung. Schon jahrelang werden in der Zahnmedizin glasinfiltrierte Oxidkeramiken wegen ihrer transluzenten Eigenschaften bevorzugt im Frontzahnggebiet eingesetzt. Durch die Entwicklung von Hochleistungskeramiken wie zum Beispiel Zirkonoxid, einer reinen Oxidkeramik, ist es gelungen ein Material mit hohen Biegefestigkeitswerten herzustellen. [1,2,3,4]

Das Zirkonoxid wird in industriell gefertigten Rohlingen geliefert und kann nur mit einem speziellen computerunterstützten Verfahren (**Computer-aided-design/ Computer-aided-manufacturing**→**CAD/CAM**) verarbeitet werden. Weltweit nutzen Zahnärzte die Vorteile des CAD/CAM Verfahrens, die nicht nur in der Verarbeitbarkeit unterschiedlicher Materialien, sondern auch im zeitsparenden Herstellungsverfahren und hoher Präzision liegen [5]. Die stetige Weiterentwicklung der CAD/CAM Systeme, haben die Qualität der Restaurationen verbessert und die Handhabung erleichtert [6]. Neue Entwicklungen von größeren Maschinen und neuartiger Software bieten heute die Möglichkeit ganze Kiefer festsitzend mit einem Zirkonoxidgerüst zu ersetzen. Die Indikationsstellung von 14-gliedrigen Brücken liegt bei Patienten, die einen herausnehmbaren Zahnersatz so lange wie möglich hinauszögern möchten und einen ästhetisch sowie funktionell hochwertigen Ersatz wünschen. Entscheidend für die Haltbarkeit des Zahnersatzes ist die Qualität des Randschlusses. Eine schlecht sitzende Restauration führt zu hygienisch schlecht zugänglichen Plaques, wodurch es in weiterer Folge zu Sekundärkaries und parodontalen Entzündungen kommt.[7] Dies sind neben der Bruchfestigkeit des Materials die Hauptgründe für die Erneuerungsnotwendigkeit einer Restauration [8,9]. Die Qualität der Passung eines Zahnersatzes hängt maßgeblich von dem Material, der Genauigkeit der Digitalisierung des Modells und der verwendeten Herstellungsart ab.

Ziel dieser Studie ist es die marginale und interne Passgenauigkeit von 14-gliedrigen Zirkonoxidbrücken nach dem Sintervorgang mit einer Kontrollgruppe aus Einzelkronen zu vergleichen und eventuelle Sinterverzögerungen darzustellen. Zu diesem Zweck wurden zehn 14-gliedrige Restaurationen, sowie vierzig Einzelkronen mit dem CAD/CAM-System Everest von KaVo (Biberach) aus vorgesinterter Zirkonoxidkeramik hergestellt und nach dem Sinterprozess zementiert und vermessen. Das Ergebnis dieser Studie erlaubt eine Aussage über das Sinterverhalten großer Restaurationen.

2. Literaturübersicht

2.1 Keramik

2.1.1 Geschichtliche Grundlagen [10]

Die Keramik ist ein Material, dessen Verwendung sich weit bis in die Frühgeschichte der Menschen zurückverfolgen lässt. Der Name Keramik leitet sich vom griechischen Wort „keramos“ ab und bezeichnet den damals verwendete Töpfer-ton. Als Grundmaterial liegen dem Ton quellfähige Aluminiumsilikate zugrunde, die beim Vorgang des Brennens zu einer festen Masse zusammensintern. Dieser Volumenschwund kommt durch die Verdunstung des eingelagerten Wassers zustande und muss beim Fertigen eines Tonkörpers berücksichtigt werden.

Porzellan ist der edelste Ton und besteht aus weißem, reinen Ton und den Flussmittelbildnern Feldspat und Quarz. Es ist nur gering porös und sehr hart und besitzt eine glänzende Oberfläche, welche es sehr edel erscheinen lässt. Es wurde erst in China hergestellt und im 15. Jahrhundert auch in Europa eingeführt. Anfang des 18. Jahrhunderts wurde die berühmte Meissner Porzellanmanufaktur gegründet.

Zu dieser Zeit wurden Zähne nur durch Elfenbein, Knochen oder natürlichen Zähne ersetzt. Wegen mangelnder chemischer und biologischer Beständigkeit dieser Materialien wurde der Wunsch nach ästhetischem und lang haltendem Ersatz immer größer.

Fauchard berichtete 1728 über die ersten Versuche, Zähne aus glasartigem Email künstlich herzustellen. 1774 ließ sich Duchâteau die erste Porzellanprothese einsetzen. Diese ersten künstlichen Keramikzähne fanden wegen ihrer Sprödigkeit und Farbgestaltung wenig Anklang und es wurde weiter an den Verbesserungen der Materialeigenschaften gearbeitet. Anfang des 19. Jahrhunderts wurde dann in Zahnfabriken in den USA mit der industriellen Herstellung von Keramikzähnen begonnen. Wegen der hervorragenden Materialeigenschaften der Keramik wollte man dieses Material nicht nur zur Prothesenzahnherstellung verwenden, sondern auch für die direkten Restauration von Zähnen nutzen.

Eine revolutionäre Erfindung in diesem Bereich gelang C.H.Land 1887 in Detroit mit der Jacketkrone. Dieser Krone liegt eine Platinfolie als Brennt Träger für die zahnfarbene Keramik zugrunde und findet in modifizierter Art noch heute ihre Anwendung in der Metallkeramik. Aufgrund der niedrigen Bruchfestigkeit der Keramik konnten sich lange Zeit die vollkeramischen Restaurationen nicht durchsetzen.

Es wurde weiter an der Metallkeramik geforscht. Das größte Problem in diesem Bereich war der Verbund Metall mit Keramik. Durch unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten der Keramik und des Metalls kam es immer wieder zu Abplatzungen der Verblendung vom Gerüst. Zuerst konnte der Verbund nur mit der schwer herstellbaren Platin-Iridium-Legierung gesichert werden. Doch dann fand mit dem Einsatz von Goldlegierungen als Gerüstmaterial, erfunden von M.Weinstein, S.Katz und A.B.Weinstein, die Metallkeramik ihr universelles Einsatzgebiet. Die Entwicklung von niedrigschmelzenden Keramiken erlaubt den Einsatz von traditionellen goldfarbenen Legierungen, die bei den bisher nötigen Aufbrenntemperaturen chemisch und physikalisch nicht stabil genug waren.[10]

McLean begann 1965 mit der Zugabe von Aluminiumoxid (Al_2O_3) in Feldspatkeramik, um die mechanischen und physikalischen Eigenschaften zu verbessern, doch immer noch war das Einsatzgebiet aufgrund der geringen Risszähigkeit und der Biegefestigkeit limitiert.

1969 gab es die ersten Aufzeichnungen über die Verwendung von Zirkonoxidkeramik, welche ab 1988 in der Orthopädie als Implantatmaterial für Hüftprothesen ein großes Einsatzgebiet bekam. Ab 1990 wurde Zirkonoxid auch im dentalen Bereich zuerst als Stiftaufbaumaterial und Material für Implantatabutments eingesetzt.

Auch die Entwicklung der Keramiken für den Einsatz in vollkeramischen Systemen wurde weiterverfolgt und neue Hochleistungskeramiken wie Zirkonoxid können heute aufgrund ihrer Festigkeitswerte nicht nur als Kronen sondern auch als Brückengerüst verwendet werden.[11]

2.1.2 Dentale Keramiken

Keramik wird laut dem deutschen Keramikverband wie folgt definiert: [12]

Keramische Werkstoffe sind anorganisch und nichtmetallisch.

Sie werden in der Regel bei Raumtemperatur aus einer Rohmasse geformt und erhalten ihre typischen Werkstoffeigenschaften durch einen Sintervorgang bei hohen Temperaturen.

Die dentalen Keramiken unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung von dem ursprünglichen Porzellan. Die Hauptbestandteile des Porzellans sind Feldspat, Quarz und Kaolin, wobei letzteres die wichtigste Komponente ist und in den dentalen Keramiken aber nur noch in geringen Konzentrationen vorkommt.[10]

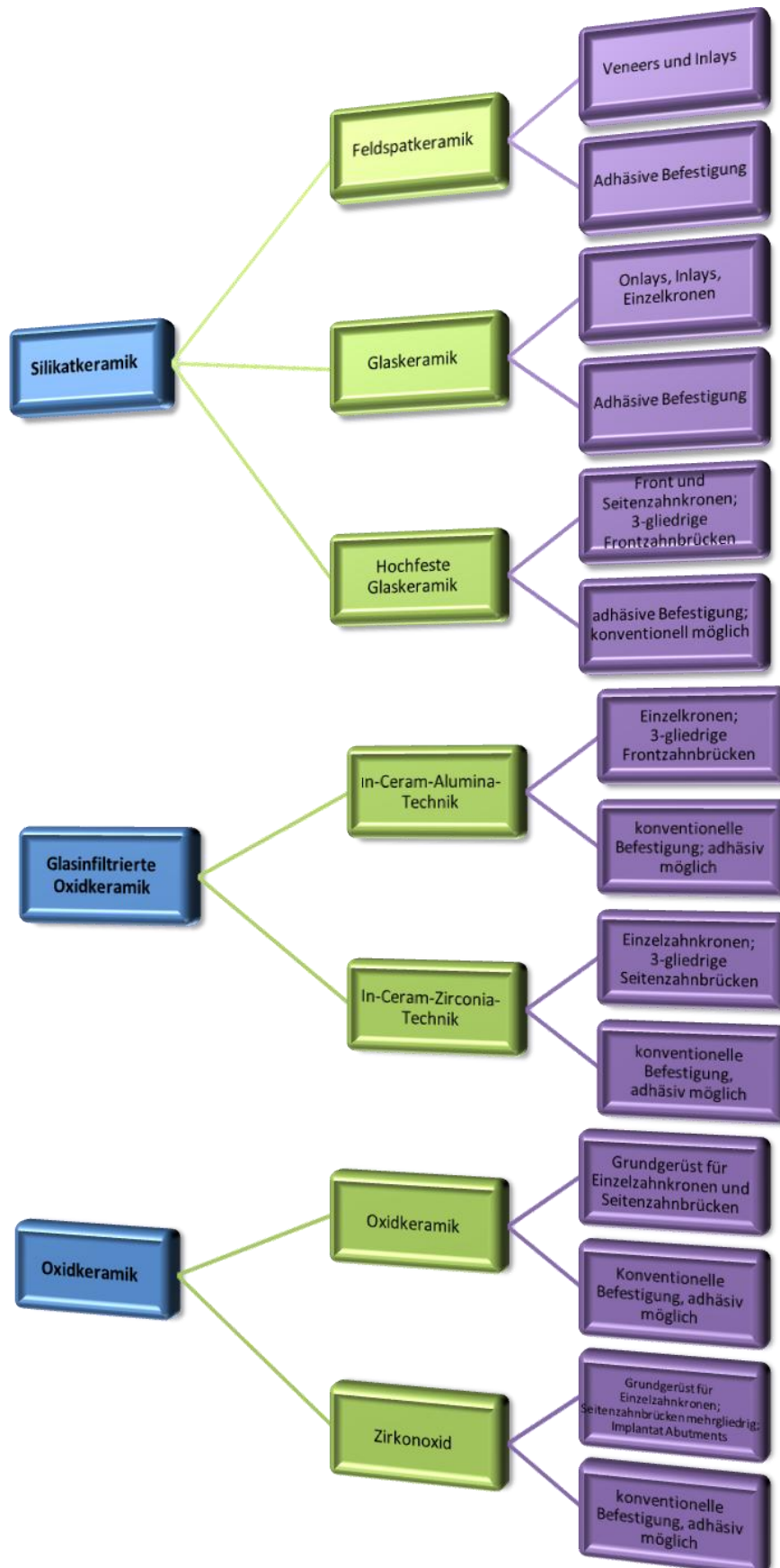
Eine Einteilung der Keramiken ist aufgrund der vom Herstellungsprozess abhängigen Eigenschaften sehr schwierig.

Keramiken im dentalen Bereich haben, nach langer historischer Entwicklung, einen hohen Qualitätsstandard erreicht und können in einem breiten Gebiet der zahnärztlichen Prothetik eingesetzt werden. Sie bieten hinsichtlich Ästhetik, Bioverträglichkeit, Hygienefähigkeit und Haltbarkeit entscheidende Vorteile gegenüber anderen Materialien.[13]

Eine der wichtigsten Eigenschaften, für die Zahnmedizin, ist die hohe Biokompatibilität der Keramiken. Aufgrund der hohen Oxidationsstufe ist keine weitere Reaktion im korrosiven Mundmilieu wie bei Metallen zu erwarten und es findet keine weitere Wechselwirkung mit dem umgebenden Gewebe statt. Weiters ist die Anlagerung von mikrobieller Plaque an Keramik weit geringer als an anderen dentalen Materialien.[14]

Durch Unterschiede in der Zusammensetzung des Materials, können die Eigenschaften bezüglich Materialhärte und Lichtdurchlässigkeit gezielt verändert und so für jede Indikation eine den Ansprüchen entsprechende Keramik gewählt werden. Die Auswahl der „richtigen“ Keramik wird nach der Belastung der Restauration, der Ästhetik, dem Platzangebot und der gewünschten Befestigungsart getroffen.[15]

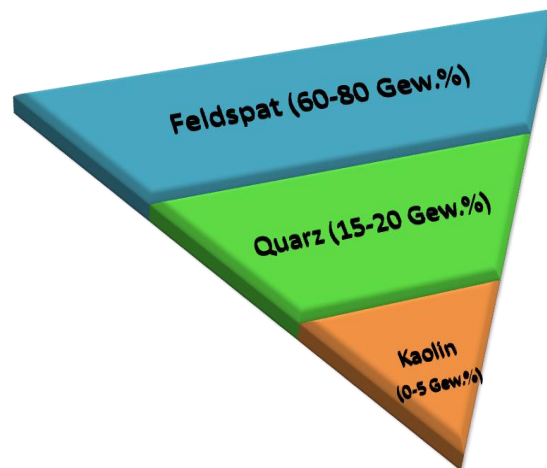
Prinzipiell lassen sich 3 Gruppen unterscheiden.

2.1.2.1: Überblick über die dentalen Keramiken: [16]

2.1.2.1.a Silikat:

Silikatische Werkstoffe sind die wichtigsten Bestandteile dentaler Keramiken. Ihr Grundbaustein ist ein vierfach negativ geladener Siliziumoxid SiO_2 -Tetraeder dessen Zentrum ein Siliziumatom darstellt und von 4 Sauerstoffatomen umgeben ist.[16,17] Durch die Aneinanderlagerung vieler Tetraeder entstehen große Kristalle.

Die wichtigsten silikatischen Rohstoffe zur Herstellung dentaler Keramiken sind:[17]



- Der Hauptbestandteil von dentalen Keramiken ist Feldspat. Er wird zu den Gerüstsilikaten gezählt und ist ein Mischkristallsystem, das aus Kalifeldspat, Natronfeldspat und Kalkfeldspat besteht. Feldspäte besitzen von allen silikatischen Rohstoffen den niedrigsten Schmelzpunkt. Dadurch löst Feldspat große Mengen an Quarz und dient als Flussmittel in dentalkeramischen Massen.[17]
- Quarz ist das am häufigsten vorkommende Mineral und zweitwichtigster Bestandteil in dentalen Keramiken.[17] Er besitzt die Eigenschaft, bei Temperaturen über 573° Celsius eine andere Gitterstruktur unter Volumenexpansion anzunehmen. Er wird daher als Zusatz bei Einbettmassen, um die Metallkontraktion auszugleichen, verwendet. Reine Quarze zeichnen sich durch einen geringen Eisenanteil aus, der gerade in der Zahnmedizin wegen der Verfärbungen von Bedeutung ist.[16] Wird Quarz über 1200° Celsius erhitzt, kommt es zu einer irreversiblen Umwandlung zu Cristobalit. [17]
- Kaolin wird zu den Tonen gezählt und ist ein Aluminiumsilikat, in dem Wasser in Form von Hydroxylgruppen gebunden ist.[17] Es ist durch Verwitterung primärer Erstarrungssteine wie Granit oder Gneis bei der Erdentstehung gebildet worden. Reinkaolin ist weich und bei der Anreicherung mit Wasser entsteht eine plastische verformbare Masse (Ton), die durch Kneten, Trocknen und Brennen Festigkeit erhält.[16]

2.1.2.1.b Silikatkeramik:

Silikatkeramiken werden hauptsächlich als Verblendkeramik genützt und werden zur Verblendung von Metallgerüsten sowie auch von Keramikgerüsten verwendet.[13] Die Herstellung dieser Keramiken erfolgt durch Zerkleinern und Tempern der Rohstoffe. Als Rohstoffe für die Silikatkeramik dienen:[13]

- Natronfeldspat
- Kalifeldspat
- Quarz
- Kaolinit

Zusätzlich werden Trübungsmittel wie Zinnoxid (SnO_2) und Pigmente als Oxide zur Farbgebung und Zusatzstoffe wie zum Beispiel Aluminiumoxid (Al_2O_3), eingesetzt. Die mineralischen Rohstoffe müssen strengstens auf Verunreinigungen kontrolliert werden, um Störstellen und Verfärbungen zu vermeiden.

Herstellung der Silikatkeramiken:[13]

Die Rohstoffe werden erst grob und dann fein in speziellen Mühlen zerkleinert. Sie werden anschließend in Wasser aufgeschlämmt und durch Magnete gepumpt, um sie von eisenhaltigen Verunreinigungen zu befreien. Das Wasser wird danach abgeschleudert und das verbleibende Pulver getrocknet. Die gemahlenen Rohstoffe werden nun in bestimmten Mengenverhältnissen miteinander vermischt, mittels eines Gasumlaufofens oder eines Wannenofens auf ca. 1300 °C erhitzt, zu einer homogenen Masse geschmolzen und anschließend im Wasser abgeschreckt. Dieser gesamte Vorgang wird als Vorfritten bezeichnet. In dem Prozess des Vorfrittens werden die mineralischen Rohstoffe zu einem neuen Syntheseprodukt mit eigenständigen Materialeigenschaften verarbeitet. Die Pigmente werden in der Regel mit gemahlenem und gereinigtem Feldspat vermischt und zu einer weiteren Fritte verarbeitet. Die Farbfritten können so in exakter Dosierung zur Einfärbung benutzt werden. Durch diesen Prozess des Mischens können Materialeigenschaften wie zum Beispiel die Korngrößenverteilung, die Verarbeitbarkeit, die Wärmedehnung und die Neigung zur Brennrissebildung durch unterschiedliche Zusammensetzungen beeinflusst und den jeweiligen Wünschen angepasst werden.

Verblendkeramiken haben Biegefestigkeitswerte zwischen 70 und 120 MPa und werden als Pulver-Flüssigkeits-Schlicker mit dem Pinsel aufgetragen.[13,16] Je nach gewünschter Opazität werden sie in Opak-, Hals-, Dentin-, Schneide- und Schmelzmassen angeboten. Durch die Verarbeitung in mehreren Schichten mit dem Pinsel können Farbeffekte und verschiedene Transluzenzen erzielt werden. Bei der Auswahl der Verblendkeramik ist der

Wärmeausdehnungskoeffizient von großer Bedeutung. Dieser muss auf den Ausdehnungskoeffizienten des verwendeten Gerüsts abgestimmt sein, um Rissbildungen oder Abplatzungen zu verhindern.[17] Da die Keramik Druckspannungen besser als Zugspannungen abfangen kann, sollte der Wärmeausdehnungskoeffizient der Keramik gleich oder niedriger sein als der des Gerüsts.[18]

2.1.2.1.c Glaskeramik:

Als Glas wird eine unterkühlte Schmelze bezeichnet, die ohne Kristallisation erstarrt.[19] Es sind nicht kristalline Stoffe deren Struktur einer Flüssigkeit ähnelt, aber unter normalen Lebensbedingungen als Festkörper erscheinen. Die wichtigsten Eigenschaften von Glas sind ihr transparentes Aussehen und ihr breites Schmelzintervall.[19] Ein Glas entsteht dann, wenn das Kristallisationswachstum kleiner ist als die Abkühlungsgeschwindigkeit der Schmelze. Nur wenn das Temperaturintervall zwischen Schmelztemperatur und Transformationstemperatur schneller, als das in diesem Bereich herrschende Kristallwachstum durchlaufen wird, kann die Schmelze erfolgreich in die Glasphase überführt werden. Nur durch das Verhindern der Kristallisation beim Abkühlen kann dieser glasige, metastabile Zustand entstehen, weswegen der Begriff unterkühlte Schmelze für Gläser geprägt wurde. Durch längeres Tempern unter der Transformationstemperatur gehen die Gläser von dem metastabilen in einen energieärmeren kristallinen Zustand über und werden trübe. Dieser Vorgang läuft auch bei Raumtemperatur über einen sehr langen Zeitraum ab.[19]

Glaskeramiken sind Stoffe, die durch kontrollierte Kristallisation von Gläsern in bestimmter Zusammensetzung durch einen Temperprozess entstehen. Glaskeramiken die im dentalen Bereich eingesetzt werden sind silikatischen Ursprungs, das heißt ihre Hauptkomponente ist SiO_2 . [16] Sie zeichnen sich durch ihr homogenes, feinkristallines Gefüge aus, das sie von den herkömmlichen Keramiken unterscheidet. Bei der Herstellung wird ein Glas geeigneter Zusammensetzung geschmolzen und mit den üblichen Verfahren, wie zum Beispiel Pressen oder Gießen, zu einem glasigen Rohling geformt.

Anschließend werden in einem zweistufigen Temperverfahren die Temperaturen so gewählt, dass erst der Bereich mit der maximalen Keimbildungsgeschwindigkeit und danach der Bereich mit der maximalen Kristallwachstumsgeschwindigkeit durchlaufen wird, ohne dass es zur Deformation des Werkstücks kommt.[19,20] Die Rohstoffe müssen in einem bestimmten Verhältnis eingewogen werden, um die gewünschte Kristallphase entstehen zu lassen.[19] Ein Glasanteil bleibt neben der kristallinen Phase im Gefüge und bewirkt das gute ästhetische

Ergebnis.[16,19] Die Lichteigenschaften und die Transluzenz lassen sich mit denen der Zahnschmelze sehr gut vergleichen und bewirken ein natürliches Ergebnis. Es muss beim Einsatz dieser Keramik darauf geachtet werden, dass der präparierte Zahn nicht verfärbt ist und auch das Aufbaumaterial und das Befestigungskomposit der Farbe des natürlichen Zahns entsprechen. Ein metallischer Stiftaufbau oder zu dunkles Komposit würde eventuell durch die Restauration schimmern und die Ästhetik stören.[16]

Ein weiterer Vorteil der Glaskeramik ist die Lichtstreuung. Dadurch erhält die angrenzende Gingiva ein gesundes rosa Aussehen. Im Gegensatz dazu bewirken metallische Restaurationen eine graue und zu dunkle Abschattung der Gingiva. [14,16]

Aufgrund der besseren Homogenität der Keramik entstehen Biegefestigkeiten von 120 bis 200 MPa und erweitern somit das Einsatzgebiet dieser Keramik auf Inlays, Onlays und Teilkronen. Auch diese Keramik muss aufgrund der Biegefestigkeitswerte adhäsiv befestigt werden.

Leuzitverstärkte Glaskeramiken lassen sich aufgrund der Biegefestigkeitswerte konventionell befestigen, wobei sich für Seitenzahnbrücken niedrige Bruchfestigkeitswerte von 481 N zeigen. Dank der adhäsiven Befestigung konnten diese Werte nochmals von auf 652 N gesteigert werden.[21]

2.1.2.1.d Lithiumdisilikatglaskeramik:

Eine Sonderform der Glaskeramik ist die mit Lithiumdisilikatkristallen verstärkte hochfeste Glaskeramik. Ihre Biegefestigkeitswerte von 400 MPa erlauben die Erweiterung des Einsatzgebietes auf Front und Seitenzahnkronen sowie auf 3-gliedrige Frontzahnbrücken.[11] Durch ihren hohen Glasanteil ist diese Keramik mit Flusssäure ätzbar und kann daher adhäsiv eingesetzt werden.[22] Eine adhäsive Eingliederung ist anzustreben, die Festigkeitswerte erlauben jedoch bei einer schwierigen klinischen Situation eine konventionelle Befestigung mit Glasionomerzement.[17]

In 5-Jahres-Studien wird über eine 100 %-ige Erfolgsquote für Einzelzahnrestorationen berichtet, allerdings unterliegen Frontzahn- und Prämolarkronen einer Erfolgsrate von nur 70%. Deshalb sollten Brücken nur unter strikter Betrachtung der klinischen Situation mit der Lithiumdisilikatglaskeramik IPS Empress 2 angefertigt werden.[17,23]

2005 wurde ein Nachfolgeprodukt (IPS e.max Press) mit verbesserten Eigenschaften von Ivoclar Vivadent, FL-Schaan auf den Markt gebracht, bei dem sich die industrielle Herstellung der Rohlinge verbessert hat.[22] Dabei werden die Rohlinge nicht mehr als Pulververfahren, wie bei IPS Empress 2, hergestellt, sondern massiv gegossen. Über dieses

Herstellungsverfahren kann ein porenfreies Produkt hergestellt werden. Bei diesem neueren Verfahren werden keine Farbpigmente mehr dazugemischt, die beim Erhitzen aufschmelzen und Störstellen verursachen würden. Stattdessen wird nun die Farbgebung durch Metalloxide vorgenommen, die ionogen in Lösung gehen und das Glas dadurch homogen einfärben. Die Verarbeitung dieses Materials erfolgt wie beim IPS Empress über ein Pressverfahren.[20] Doch neben der hochfesten Presskeramik sollte auch eine hochfeste Glaskeramik zur CAD/CAM Verarbeitung auf den Markt kommen. Wegen der zahnähnlichen Eigenschaften können diese Keramiken auch ohne Verblendung bei ästhetisch anspruchsvollen Situationen verwendet werden und sind daher besonders für den Einsatz im Chairside-Verfahren interessant.[22] Allerdings erweist sich die CAD/CAM Bearbeitung der Lithiumdisilikatkeramik als problematisch. Wegen der hohen Biegefestigkeiten von ca. 440 MPa ist bereits nach der Herstellung einer Restauration der Werkzeugsatz verschlissen.[20] Zur Lösung wurde ein Verfahren entwickelt, das einen weicheren bearbeitbaren Keramikblock herstellt, der dann schrumpfungsfrei über ein Tempervverfahren gehärtet wird.

Die komplexe Kristallisation von IPS e.max CAD:[20]

Die Hauptbestandteile und die wichtigsten Parameter für die Kristallbildung dieser Keramik sind Siliziumoxid SiO_2 und Lithiumoxid (LiO_2). In diesem Lithiumsilikatsystem treten drei stabile binäre Oxide auf. Zwei davon, Lithiummetasilikat und Lithiumdisilikat, spielen bei der Kristallisation eine bedeutende Rolle. Bei einer Zusammensetzung von 5-30 Mol% LiO_2 treten Mischungslücken auf, die zu einer Auftrennung von LiO_2 -reichen und SiO_2 -reichen Bereichen während des Abkühlens führen. Diese Entmischung ist Voraussetzung für die simultane Keimbildung von Lithiummetasilikat und Lithiumdisilikat. Im ersten Schritt kristallisiert hauptsächlich Lithiummetasilikat und es entsteht ein blau gefärbter Rohling, der leicht zu bearbeiten ist. Nach Fertigung der Restauration kann diese blau gefärbte Metasilikatglaskeramik angepasst werden, da die weitere Umwandlung schrumpfungsfrei verläuft. In einem weiteren Schritt wird die Restauration für circa 25 Minuten erhitzt. Dabei kommt es zum Wachstum und Kristallisation der Lithiumdisilikatkeime und die blaue Farbe verschwindet. Auf diese Weise lässt sich eine verarbeitbare Glaskeramik mit 60-70 % Disilikatkristall Phase und 30-40 % Glasphase herstellen.

2.1.2.1.e Glasinfiltrierte Oxidkeramiken:

Der Wunsch eine festere Keramik zu entwickeln, die auch im Seitenzahngebiet als Gerüstmaterial dienen und die im zahntechnischen Labor verarbeitet werden kann, wurde bereits 1986 von Sadoun nachgegangen und von Vita Zahnfabrik 1986 mit dem In Ceram System verwirklicht.[17]

In-Ceram-Alumina:

Diese In Ceram Keramik war die erste Gerüstkeramik, die für das Seitenzahngebiet aufgrund ihrer verbesserten Eigenschaften eingesetzt werden konnte. Die Keramik besteht aus poröser Oxidkeramik, die als Aluminiumoxidschlacker auf einen feuerfesten Stumpf aufgetragen und bei 1120°C für 10 Stunden gesintert wird. Nachträglich wird das dadurch entstandene poröse Gerüst aus Aluminiumkörnern mit Lanthanglas in einem weiteren Hitzeprozess von 1100°C für 4 Stunden infiltriert.[11] Diese Keramik erreicht Biegefestigkeiten von bis zu 500 MPa und kann somit als Einzelkrone im Seitenzahngebiet und auch als 3-gliedrige Brücke im Frontzahnbereich eingesetzt werden. In der Studie Tinschert et al. 1999 wurde sichtbar, dass verblendete Brücken eine höhere Biegefestigkeit aufweisen als unverblendete. Verblendete In-Ceram Alumina Brücken erreichen auch mit konventioneller Befestigung in der Studie Werte von 827 MPa.[21] Die Restaurationen könnten konventionell oder adhäsiv befestigt werden.[16]

In-Ceram-Zirconia:

Eine weitere Verbesserung der mechanischen Eigenschaften gelang durch das Hinzufügen von 30 % Zirkonoxidpartikeln. Durch das Beimengen von oxidischen Gruppen wie zum Beispiel Yttriumoxid (Y_2O_3) lässt sich die tetragonale Phase des Zirkonkorns von der Umwandlung in die monokline Phase abhalten und erhöht somit die Festigkeitswerte auf 600 MPa. Dies bewirkt eine Erweiterung des Indikationsbereiches auf 3 gliedrige Seitenzahnbrücken, die konventionell befestigt werden können. Allerdings geht der Anstieg der Festigkeit mit einem Verlust der Transluzenz einher, sodass diese Gerüste verblendet werden müssen, aber für ästhetisch anspruchsvolle Situationen nicht immer geeignet sind.

Spinellkeramik:

Um die Transluzenz dieser Keramiken zu erhöhen, wurde die Spinellkeramik eingeführt. Sie besteht aus Magnesium-Aluminium-Mischoxid, das aufgrund eines kleineren Brechungsindex eine bessere Ästhetik aufweist. Wegen geringerer Festigkeitswerte (350

MPa), die mit dem Verlust der Opazität einhergehen, werden nur Inlays oder Frontzahneinzelkronen, konventionell oder adhäsiv befestigt, empfohlen.

Da die Verarbeitung sehr zeitintensiv ist, werden In-Ceram-Alumina/-Zirconia und -Spinell Blöcke industriell gefertigt, von Cerec und Celay angeboten und müssen nach dem Fräsvorgang nur noch mit Glas infiltriert und verblendet werden.[16,17]

2.1.2.1.f Oxidkeramiken:

Zu den wichtigsten Vertretern der hochfesten Oxidkeramiken zählen Aluminiumoxid und Zirkonoxidkeramiken, die ein glasphasearmes oder glasphasefreies feinkörniges Gefüge besitzen, welches bei hohen Sintertemperaturen (1400 Grad Celsius) entsteht und die hohe mechanische Festigkeit bewirkt. Auf Grund dieser hohen Festigkeit wird Zirkonoxid auch als „keramischer Stahl“ bezeichnet. Oxidkeramiken übernehmen die Aufgabe des Gerüsts und stabilisieren die schwächere Verblendkeramik. Der große Vorteil dabei ist, dass die Keramik schon als Grundfarbe der Zahnhartsubstanz ähnlich ist und die Ästhetik im Vergleich zur Metallkeramik verbessert werden kann. Vor allem Zirkonoxid hat aufgrund seiner Festigkeit und seiner hervorragenden Biokompatibilität ein großes Indikationsgebiet.[24]

Oxidkeramiken wurden bis lang nicht nur in der Zahnmedizin verwendet, sondern fanden bereits zuvor (1970) in der Orthopädie ihren Einsatz. Aus Aluminiumoxidkeramik und später Zirkonoxidkeramik werden Kugelhüften und Hüftgelenke hergestellt.

Seit den 90iger Jahren findet die Zirkonoxidkeramik auch Anwendung im dentalen Bereich. Erst wurde sie nur als Wurzelstiftmaterial und als Implantatpfosten verwendet, doch kurze Zeit später fand sie auch Anwendung in der Kronen und Brückenprothetik.[25]

Zirkonoxid (ZrO_2):

Der Einsatz von Zirkonoxid im klinischen Alltag wird vor allem durch zwei wichtige Eigenschaften bestimmt.[26]

Durch seine hohen Biegefestigkeitswerte dient es als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken und kann ebenfalls als Primärkrone bei Teleskoparbeiten eingesetzt werden.

Allerdings ist die Zirkonoxidkeramik gegenüber der Glaskeramik weniger transluzent und muss daher verblendet werden oder, beim ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich, der Glaskeramik weichen.

Zirkonoxid wurde 1789 vom deutschen Chemiker Klaproth als Metalloxid entdeckt und vom schwedischen Chemiker Berzelius isoliert.[27]

Zirkonium ist ein Schwermetall mit der Ordnungszahl 40 und liegt im Periodensystem in der vierten Hauptgruppe.[28] Es ist ein weißes, biegsames Metall, das als Pulver schwarz erscheint. Es kommt in der Natur nur in Verbindung mit Silikatoxiden ($\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$) oder als freies Oxid (ZrO_2) vor.[27] Zirkonoxid ist also das kristalline Oxid des Zirkoniums. Es kommt in den Mineralien Baddeleyit und Zirkon (ZrSiO_4) vor und wird als weißes Pulver weiterverarbeitet. Es besitzt eine kristalline Struktur, die temperaturabhängig in verschiedenen Formen vorliegt.

Der Schmelzpunkt von Zirkonoxid liegt bei 2680 °C.[11] Bei niedrigeren Temperaturen bis 2370 °C ist eine kubische Kristallform stabil.

Jeder Kristall kann durch ein dreidimensionales Punktgitter beschrieben werden, dessen Bausteine als Gitterpunkte angesehen werden können. Um die Struktur des Kristalls zu beschreiben, wird ein Koordinatensystem mit seinem Ursprung an einem Gitterpunkt angelegt. Durch Verschiebung des Gitterpunktes auf jeder Achse, bis zum nächsten gleichwertigen Gitterpunkt, werden Gitterkonstanten erhalten. Diese beschreiben, zusammen mit dem Winkel zwischen den Achsen, den Kristall eindeutig. Es wird zwischen sieben Kristallformen unterschieden.[19]



Bei der Abkühlung unter 2370 °C kommt es zur Umwandlung der kubischen Kristallstruktur in eine tetragonale.[11] Die mechanischen Eigenschaften der Zirkonoxidkeramik sind in dieser Phase am besten. Bei Temperaturen unter 1250 °C (also auch bei Raumtemperatur) kommt es zur Umwandlung in die monokline Phase. Diese Umwandlung bewirkt eine Volumenzunahme von 3-5 % wodurch so große Spannungen in der Keramik entstehen, dass es zu spontanen Rissbildungen kommen kann.[11] In dieser Kristallform sind außerdem die

mechanischen Eigenschaften schlechter und die Dichte geringer.[27] Um daher diese Umwandlung der Kristallformen zu verhindern und die guten mechanischen Eigenschaften in der tetragonalen Phase zu nutzen, wurden Stabilisatoren hinzugefügt. Wird eine bestimmte Menge an stabilisierend wirkenden Oxiden, wie zum Beispiel Magnesiumoxid (16 mol% MgO) oder Yttriumoxid (8 mol% Y_2O_3) bei der Herstellung beigemischt, entsteht vollstabilisiertes Zirkonoxid in kubischer Kristallform. Durch die Beigabe von geringeren Mengen Oxiden entsteht ein mehrphasiges polykristallines Material. Um eine feinkörnige zu 100% aus metastabilen tetragonalen Körnern bestehende Zirkonoxidkeramik herzustellen, muss 2-3 mol% Yttriumoxid als Stabilisator hinzugefügt werden.[27] Wie groß der verbleibende Anteil der tetragonalen Phase bei Raumtemperatur ist, hängt stark von der Verarbeitungstemperatur, dem Yttriumgehalt und der Korngröße ab. Sind die tetragonalen Partikel klein genug, können sie auch bei Raumtemperaturen metastabil bleiben. Bei der Umwandlung in die monokline Phase kommt es zu einer Volumenzunahme von 3-5 %. Dieses Phänomen macht man sich zu Nutze. Bei Belastung der Zirkonoxidkeramik, wie zum Beispiel bei einem Riss, kommt es zu einer Transformation der Körner von der tetragonalen zur monoklinen Phase. Der damit verbundene Volumenzuwachs wirkt durch entstehende Druckspannungen dem Riss entgegen und verhindert somit den Bruch der Keramik.[27] Dadurch entstehen mit $9 \text{ MPa m}^{1/2}$ hohe Werte für die Risszähigkeit der Zirkonoxidkeramik.[29,30] Diese Eigenschaft der Zirkonoxidkeramik verhindert keinen Riss, sondern wirkt nur dem Risswachstum entgegen und erschwert somit den Rissfortschritt, der zum Bruch der Restauration führen könnte.[11] Dieser Prozess wird Transformationsverstärkung oder martensitische Phasenumwandlungsverstärkung genannt.[16,17]

Zirkonoxid hat sich als Restaurationsmaterial für Kronen und Brücken sehr gut bewährt. Die hohen Bruchfestigkeiten bei Einzelkronen von 1500 N [4]-2000 N [2] und bei 3-gliedrigen Brücken von 2000 N [1,3] lassen den Einsatz dieser Keramik im Seitenzahngebiet eindeutig zu. In der Studie von Tinschert et al 1999 konnten sogar Bruchlastwerte von 2289 MPa für verblendete Zirkonoxidbrücken nachgewiesen werden.[21] Es gibt in vielen verschiedenen Studien unterschiedliche Werte für yttriumstabilisierte Zirkonoxidkeramik, allerdings ist die Conclusio von allen, dass sie die höchste Biegefestigkeit und die größte Risszähigkeit im Vergleich zu allen anderen Keramikarten hat.[11,31,32,33] Diese unterschiedlichen Werte resultieren aus den unterschiedlichen Versuchsbedingungen, die stark von der gewählten Gerüststärke und Verbinderstärke abhängen.[21] Mittlerweile werden bis zu 14-gliedrige Brücken aus Zirkonoxid zum festsitzenden Ersatz eines gesamten Kiefers hergestellt. Wichtig

bei der Herstellung von Brückengerüsten ist die ausreichende Dimensionierung der Verbinder. Die Querschnittsfläche sollte für Zirkonoxid 9-12 mm² nicht unterschritten werden um die Belastungsfähigkeit der Keramik aufrecht zu erhalten. Bei 3-gliedrigen Frontzahnbrücken kann der Querschnitt bei einigen Herstellern auf 7 mm² reduziert werden. Je kleiner die okklusal gingivale Höhe des Connectors ist, umso größer ist die Wahrscheinlichkeit eines Bruches an dieser Stelle. Allerdings weist Zirkonoxid auch in dieser Beziehung eine höhere Toleranzgrenze des Connectordesigns auf als zum Beispiel die CAD/CAM-verarbeitete Lithiumdisilkatglaskeramik (IPS e.max CAD).[34]

Neben den vielen Vorteilen die vollkeramische Restaurationen mit Zirkonoxid im Seitenzahnbereich bietet, gibt es auch einige Komplikationen.

Mechanische Eigenschaften der Zirkonoxidkeramik werden stark durch Defekte, die im Ausgangspulver vorliegen oder während des Bearbeitens entstehen, beeinflusst.[27] Verunreinigungen, die durch den Schleifkörper in der Verarbeitung oder beim Sintern eingebracht werden, können die Stabilität der tetragonalen Phase beeinträchtigen. Die Keramik sollte immer mit feinkörnigen Diamantschleifkörpern unter Wasserkühlung bearbeitet werden, um Oberflächendefekte sowie Mikrorisse zu vermeiden.[21] Durch diese Art der Bearbeitung kann sogar eine Oberflächenhärtung, durch die Umwandlung von tetragonaler in monokline Phase an der Oberfläche entstehen und eine Verbesserung der mechanischen Festigkeit festgestellt werden.[27] Beim Beschleifen mit grobem Werkzeug können tiefe Defekte verursacht werden, welche sich negativ auf die Festigkeit der Restauration auswirken.[27] Vor allem durch das Beschleifen der inneren Oberfläche mit CAD/CAM Maschinen können in der Zirkondioxidkeramik hohe Zugspannungen auftreten, die zu Mikrorissen führen, die von entscheidender Bedeutung für die Festigkeitswerte sind. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen belegen, dass durch die Anpassung der Bearbeitungsparameter größere Defekte vermieden werden können.[21,27]

Ein Nachteil der Zirkonoxidkeramik ist die opake weißliche Farbe. Es wird mittlerweile versucht, das Gerüst mit wässrigen Lösungen, die mit Metalloxiden eingefärbt werden zu infiltrieren, oder das Weiß mit einem eingefärbten Liner wie mit Opaker bei Metallen abzudecken.[16]

Ein weiteres Problem ist, dass die Zirkonoxidkeramik aufgrund der fehlenden Glasphase und der geringen Säurelöslichkeit nicht mit Flusssäure ätzbar ist und somit anfangs nur konventionell befestigt werden konnte. Dies ist aufgrund der hohen Festigkeitswerte auch zulässig. Aber ein wichtiges Konzept der minimal invasiven Zahnmedizin ist unter anderem die substanzschonende Präparation, bei der keine retentiven Flächen mehr geschaffen werden

müssen. Ein weiterer entscheidender Faktor für den Langzeiterfolg ist die Adhäsion des Zements zur Zahnschubstanz um die Sekundärkariesgefahr zu verringern.[35,36] Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, wäre eine adhäsive Befestigung von Vorteil.[37] Dazu muss die Oberfläche speziell behandelt werden. Indem man die Innenseite der Restauration silikatisiert (zum Beispiel mit: RocatecTM, 3M Espe, Neuss, Deutschland) und einen speziellen Befestigungszement (PanaviaTM F 2.0, Kuraray, Hattersheim am Main, Deutschland) verwendet, ist es möglich auch diese Keramik adhäsiv einzugliedern.[17] Bei der Silikatisierung von Zirkonoxid wird das Gerüst mit Siliziumoxid (SiO₂) ummantelten Aluminiumoxid Partikel (Al₂O₃) sandgestrahlt um das Siliziumoxid mechanisch auf die Oberfläche zu bekommen. Somit kann eine Verbindung zum Befestigungszement hergestellt werden. Das Problem ist, dass beim Sandstrahlen Mikrorisse in der Zirkonoxidkeramik entstehen, die die oben beschriebene Umwandlung in die weniger stabile monokline Phase induzieren. Somit kommt es zu deutlich höheren Frakturnraten.[38,39,40] Neuere Techniken forschen an gut haftenden Glasurbränden, die als dünne Schicht auf das Zirkonoxid aufzutragen wird, um so eine Oberfläche zu schaffen die ätzbar ist. Studien zeigen, dass mit einem Silan-adhäsiven Befestigungskomposit deutlicher besser Haftwerte erzielt werden, als ohne diese Glasur.[35] Weitere Studien müssen aber noch abgewartet werden.

Um den Langzeiterfolg von Zirkonoxidkeramikversorgungen zu messen, werden Restaurationen in vivo eingesetzt und über Jahre beobachtet.

Die häufigsten Studien dazu findet man mit einem Beobachtungszeitraum von 1-4 Jahren, bei denen sich Überlebensraten von 92-100% zeigen.[41,42,43] Zu den häufigsten Problematiken von Zirkonoxidversorgungen zählen Verblendkeramikfrakturen, Gerüstfrakturen, Zahnfrakturen sowie Sekundärkaries.[44,45,46,47]. Ein großes Problem stellt die Langlebigkeit von Zirkonoxidrestaurationen dar. Studien die über einen längeren Zeitraum beobachten, erreichen deutlich geringere Überlebensraten. Sowie bei einer Studie von Rinke et al. deutlich wird, bei welcher ein Abfall der Überlebensrate von 94% nach 4 Jahren auf 83,4% nach 7 Jahren zu dokumentieren war.[43]

Auch in 5 und 10-Jahres in vivo Studien von Sailer et al. [48,49] wurden 57 3-5 gliedrige Zirkonoxidbrücken Patienten eingesetzt und über diesen Zeitraum beobachtet. Es musste bei diesen Brücken innerhalb der ersten 5 Jahre bereits bei 21,7 % Sekundärkaries und bei 15,2 % Verblendkeramikfrakturen [48] festgestellt werden und stieg nach 10 Jahren auf 27% Sekundärkaries und 33% Abplatzungen der Verblendkeramik.[49]

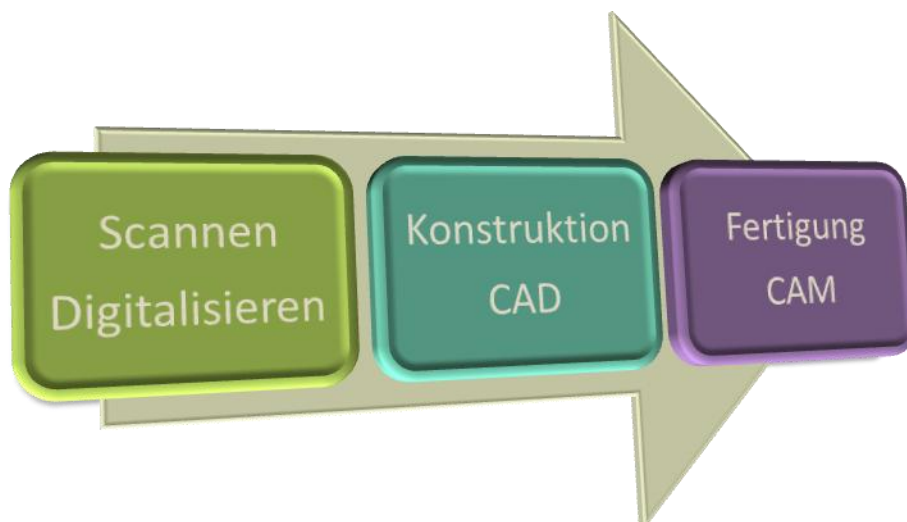
Weitere 10-15-Jahres-Studien müssen noch abgewartet werden.

2.2 CAD/CAM Verfahren

2.2.1 Was ist CAD/CAM?

Das CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Verfahren ist ein computerunterstütztes Verfahren in der Zahnmedizin zur Herstellung von Zahnersatz. Es wird hauptsächlich für die Anfertigung von Inlays, Kronen und Brücken verwendet. Das CAD/CAM Verfahren wurde aus wirtschaftlichen Gründen im Bereich der Titanverarbeitung entwickelt. Das Gießen und Verarbeiten des Materials war zeitaufwendig und kostenintensiv. Mit der Zusammenführung von industriell hergestellter Oxidkeramik und dem CAM-Verfahren, bei dem die Restauration aus einem Block gefräst wurde, bekam der Stand der Keramik in der Zahnmedizin immer größere Bedeutung.[50] Diese Hochleistungskeramiken werden heute als Gerüstmaterial verwendet, das nach Fertigung mit dem CAD/CAM System vom Zahntechniker verblendet werden.[51]

Heute können viele verschiedene Materialien auf diesem Weg bearbeitet werden. Die Vorgehensweise besteht dabei aus drei grundsätzlichen Schritten:



2.2.2 Historie

Bereits 1971 beschäftigte sich François Duret erstmals mit dem Einsatz computergesteuerter Werkzeugmaschinen in der Zahnheilkunde und gilt als Begründer der CAD/CAM Technologie in der Zahnmedizin. Der Ursprung dieser Idee lag in der Entwicklung der numerisch gesteuerten Werkzeugmaschinen im Flugzeugbau.[17] Seiner Vorstellung nach wollte er die Technik mit geringen Modifikationen, der in der Industrie etablierte Fertigungssystemen, auf die Zahnheilkunde übertragen und somit sowohl das aufwendige Herstellungsverfahren von Zahnersatz als auch die Herstellungskosten reduzieren.[52] In der Maschinentechnik konnten nur regelmäßige und geometrische Formen konstruiert werden, doch in der Zahnmedizin wurde nach unregelmäßigen, individuellen Formen verlangt. 1985 wurde mit dem Duret-System unter großem Aufwand die erste Krone gefräst und zeitgleich durch die Entwicklung des **Cerec (Ceramic-Reconstruction)** -Systems von Zahnmediziner W. H. Mörmann und Ingenieur M. Bradestini die erste Chairside-Behandlung durchgeführt.[17]

In den 90-iger Jahren ging das Interesse an CAD/CAM gefertigten Zahnersatzes stark zurück. Der Grund lag in den hohen Anschaffungskosten, den großen internen Passungsungenauigkeiten und dem hohen Bedienungsaufwand. Die benötigten hohen Rechnerleistungen konnten die damaligen Computersysteme nicht schnell genug verarbeiten.[17]

Nur 2 Systeme konnten in dieser Zeit bestehen. Das Cerec System, welches sich auf die Herstellung von Keramik-Inlays stützte und das DCS- System, welches sich wesentlich auf das Beschleifen von Titan und **gehippter (HIP: hot isostatic pressed)** Zirkonoxidkeramik zur Herstellung von Kronen und Brückengerüsten konzentrierte.

Erst zur Jahrtausendwende, vorangetrieben von der Amalgamphobie und dem Wunsch nach biokompatibleren Materialien wie Titan und Keramik und den Fortschritten in der Computertechnologie, kam es zur Weiterentwicklung von CAD/CAM- Systemen und der heutigen Systemvielfalt.[17]

Es gibt 2 Fertigungsmethoden [53]:



Die Chairside Variante ermöglicht die Herstellung einer Restauration direkt am Behandlungsstuhl. Mittels einer 3D-Intraoralkamera werden die Präparation und die Nachbarzahnverhältnisse aufgenommen und digitalisiert. Diese Daten werden nach Konstruktion (CAD) an einem speziellen Computer in der Praxis an die Fräsmaschine, die sich ebenfalls in der Praxis befindet, gesendet. Diese schleift aus einem Keramikblock die konstruierte Restauration aus, welche danach direkt am Patienten eingepasst und eingesetzt werden kann. Mit diesem System können Keramikinlays oder Keramikkrone zeit- und kostensparend hergestellt werden.

Das Labside Konzept konzentriert sich auf die maschinelle Herstellung des Zahnersatzes im Dentallabor. Dabei wird vom Behandler ein Abdruck genommen, vom Labor ein Modell hergestellt und in einer im Labor befindlichen Fräsmaschine oder in einem Fräszentrum gefertigt. Dies ermöglicht die Konstruktion von größeren Arbeiten sowie eine größere Auswahl an Material. Mit diesen Fräsmaschinen können auch Metalllegierungen zur Gerüsterstellung verarbeitet werden.

2.2.3 Digitalisieren

Um einen funktionell und ästhetisch einwandfreien Zahnersatz herstellen zu können, muss eine exakte Wiedergabe der klinischen Situation erfolgen.

Die Präparation eines Zahnes für eine Krone oder ein Inlay kann entweder konventionell, über eine Abformung und Scannen des hergestellten Gipsmodells, oder direkt im Mund mittels Intraoralkamera digitalisiert werden.

Um ein Modell extraoral einzuscannen, wird eine Abformung genommen und ein Modell hergestellt. Dieses Modell wird im Scanner platziert und digitalisiert.[54]

Es gibt 2 verschiedene Arten von Scannern.



Taktile Scanner berühren mit Hilfe eines Taststiftes die Oberfläche des Modells nach bestimmten Mustern und erstellen aus diesen Daten ein dreidimensionales Modell. Hierbei kommt es zum Einsatz von Abtastnadeln in Form von Punktsensoren, die über die Oberfläche

geführt werden. Durch die Auslenkung der Nadel wird ein digitales Signal an den Rechner übermittelt.[17] Im Gegensatz zu den manuell geführten Tastscans weisen automatisierte taktile Digitalisierungsverfahren hohe Präzision auf. Schon 1995 ergaben Messungen mit dem Procera Scanner in einer Studie von Persson et al. eine hohe Genauigkeit von 10 µm. [55] Heute arbeiten automatisierte Digitalisierungsverfahren mit hohen Genauigkeiten von bis zu 3 µm. [53] Der Nachteil dieser taktilen Scanner liegt in den langen Scan- und Berechnungszeiten und in der komplizierten Mechanik, die diese Geräte kostenintensiv werden lässt.[54]

Optische Scanner hingegen erlauben ein berührungsfreies Scannen und liefern damit die Grundlage für die intraorale Benutzung.

Sie bestehen aus einer Projektor und einer Detektoreinheit die in einem bestimmten Winkel zueinander stehen→Triangulationsverfahren. Sie projizieren bestimmte Muster (meist Streifen) mittels Laser auf das zu digitalisierende Objekt und nehmen es dann mittels eines CCD-Chips im Detektor auf. Dieses Muster erlaubt eine geometrische Erfassung der Daten und ermöglicht eine Erstellung eines 3D Modells.[50]

Bei den meisten CAD/CAM Systemen erfolgt die Digitalisierung über das Einscannen eines Gipsmodells. Dies wird nach Abformung der klinischen Situation mittels Präzisionsabformmassen durch den Zahnarzt, vom Labor hergestellt. Bei diesem Schritt kann es schon früh zu Abformfehlern oder Verarbeitungsfehlern kommen, die sich negativ auf die Passgenauigkeit der Restauration auswirken können.

Potenzielle Fehlerquellen bei konventionellen Abformungen sind:[6]

- Verzug durch begrenzte Lagerungsfähigkeit
- Eine geringe Dimensionstreue
- Eine obligate Desinfektion der Präzisionsabformung im Desinfektionsbad
- Ein partielles oder umfangreiches Ablösen der Abformmasse aus dem Löffel
- die Überführung ins zahntechnische Labor bei unterschiedlichen klimatischen Verhältnissen
- eine insgesamt lange Prozesskette

Um diese Fehlerquellen sowie die Unannehmlichkeiten einer Abformung sowohl für den Patienten als auch für den Zahnarzt zu vermeiden, wurde die intraorale digitale Abformung entwickelt

Man benötigt eine hochauflösende Intraoralkamera. Durch diese ist es möglich geworden, direkt am Behandlungsstuhl (chairside) die Situation im Mund dreidimensional darzustellen

und in Datensätze umzuwandeln. Bereits 1980 wurde diese Idee von Prof. W. Mörmann und Dr. M. Brandestini an der Universität Zürich geboren [53] und die erste Kamera kam bereits 1988 unter dem Namen Cerec1 (Siemens) auf den Markt. In Langzeitstudien über 10 Jahre wurden mit Cerec gefertigte Keramikinlays vermessen. Die Ergebnisse zeigten schon damals das Potential dieser Idee.[56,57]

Das Cerec-System ist bis heute in Europa das einzige erhältliche Gesamtkonzept zur Chairside-Herstellung von Keramikrestorationen.[58]

Allerdings muss bei der intraoralen Aufnahme auf einige Dinge geachtet werden. Es müssen die Aufnahmezeiten so kurz gehalten werden um ein Verwackeln der Kamera während des Scans zu verhindern. Bei der Größe der Kamera muss Rücksicht auf die geringen Platzverhältnisse vor allem im posterioren Bereich der Mundhöhle genommen werden.[59] Auch die spiegelnden und rundlichen Zahnoberflächen eignen sich deutlich schlechter für ein Scanverfahren als ein Gipsmodell.[60]

2.2.4 CAD Computer-aided-Design

Mit CAD, ein Konstruktionsprogramm, mit dem virtuell geometrische Formen erstellt werden können, wird es dem Anwender ermöglicht, am Bildschirm die gewünschte Restauration virtuell anzufertigen. Ziel jeder Restauration ist es, die ursprüngliche Zahnform so wiederherzustellen, dass sich der Zahnersatz optimal an die statischen und funktionellen Gegebenheiten anpasst. Zur Aufrechterhaltung einer korrekten Kaufunktion und zur Vermeidung von Kiefergelenksbeschwerden ist eine korrekte Beziehung der Okklusalfäche des zu restaurierenden Zahns zum Gegenkiefer notwendig. Um aus verschiedenen virtuellen Zahnformen wählen zu können, wurden von Experten Standardzähne modelliert, digitalisiert und eine Zahnbibliothek erstellt. Durch die Bearbeitungsmöglichkeiten des Konstruktionsprogramms kann die Zahnfläche mit Hilfe eines virtuellen Wachsmessers und anderer Software Werkzeuge individuell umgestaltet werden. Doch um die ideale Zahnform auf einem zweidimensionalen Computerbildschirm herzustellen, sind nicht nur kostenintensive Softwareentwicklungen, sondern auch für den Anwender zeitintensive und räumlich schwer interpretierbare Modellationsschritte notwendig.[61] Das Problem liegt in den nur wenig metrisch verwertbaren Informationen für den Computer, da die Kunst des Modellierens zu 60-80% aus dem Erfahrungsschatz des Zahntechnikers stammt.[61]

All die in der Literatur beschriebenen Verfahren können keine nach morphologischen und gnathologischen korrekten Gesichtspunkten gestaltete Kaufläche garantieren.

Es werden verschiedene Modelle zur Rekonstruktion der Zahnoberflächen beschrieben: [62]

Linearokklusion

- Dabei werden die gegenüberliegenden Kavitätenrandpunkte linear miteinander verbunden und so die Okklusalfäche gestaltet

Expolarisationsmethode

- Dabei wird die Steigung der noch vorhandenen Oberfläche in den Defekt hinein weitergeführt und dadurch rekonstruiert.

Um eine individuell gestaltete Zahnform orientiert an den Formen der Nachbarzähne zu erhalten, wurde das Konzept der biogenerischen Kaufläche von den Professoren Albert Mehl und Volker Blanz an der Universität München entwickelt. Es ist ein Computerprogramm zur individuellen Gestaltung der Zahnform, basierend auf einer Anpassung an die Formen der Nachbarzähne. [61,62,63]

Die Erstellung der Kaufläche erfolgt in diesem Modell in 2 Schritten.[61,62]

Im ersten Schritt erfolgt die Erstellung eines Durchschnittzahnes, der nach Referenzpunkten aus einer erstellten Zahnbibliothek ausgesucht wird.

Im nächsten Schritt werden die Merkmale eines Zahnes wie Fissuren und Höckerabhänge etc. mit allen Zähnen aus der Bibliothek verglichen und darauf basierend ein Algorithmuszahn erstellt. Es resultiert eine Zahnoberfläche, bei der verstärkt die Merkmale verwendet werden, die bei fast allen Zähnen der Bibliothek vorhanden sind. Durch einen Vergleich der Merkmale Algorithmuszahns mit jedem einzelnen aus der Bibliothek, können verschiedene morphologische Variationen ermittelt werden. Ein entscheidender Vorteil dieser Technik ist, dass häufige Formvariationen erkannt und von seltenen Morphologien unterschieden werden können. Es entsteht ein typischer Repräsentant eines Zahntyps.[61,62]

Bei der biogenerischen Rekonstruktion eines Inlays werden die Restzahnsubstanzen mit einberechnet und es kann so eine Kaufläche mit einer Genauigkeit von 144 µm

Standardabweichung von der ursprünglichen Form hergestellt werden.[61] Eine größere Herausforderung stellt die Rekonstruktion einer Kronenrestauration dar, bei der aufgrund der Präparation keine Anhaltspunkte an der Restzahnsubstantz vorhanden sind und nicht mehr mit einberechnet werden können. Dazu wurde ein Konzept entwickelt, bei dem Merkmale der Nachbarzähne und Antagonisten in das biogenerische Modell mit einbezogen werden, und so der Rekonstruktion der Kaufläche dienen. Mit dieser Methode können Zahnoberflächen mit

einer hohen Genauigkeit (180 µm Abweichungen von der originalen Kaufläche) erstellt werden.[61]

Die so erstellten Daten einer Restauration werden gespeichert und an die Fertigungseinheit gesendet. Bei den sogenannten offenen Systemen, können die Daten an eine externe Fertigungszentrale übermittelt und verarbeitet werden. Das meistverwendete Format hierzu ist die STL (Standard Tessellation Language)-Datei. Dieses Dateiformat ist wenig anfällig für Interpretationsmöglichkeiten und führt somit zu weniger Fehlern beim Einlesen der Daten.[52] Allerdings wählen viele Systeme eigene Dateiformate, um die Daten untereinander nicht kompatibel zu gestalten und so zu verhindern, dass Geräte verschiedener Firmen miteinander kombiniert werden können.[54]

2.2.5 CAM Computer-aided-manufacturing

Die im CAD- Modul erstellten Dateien werden exportiert und durch das CAM- Modul in eine für die Maschine lesbare Fräsdatei (CNC-File) umgewandelt.

Die Aufgabe des CAM- Moduls besteht in der Umwandlung der Konstruktionsdateien in Fräsbahnen.

Durch dieses Modul wird die Frässtrategie, die Art der Fräsbahn, festgelegt. Werkstücke könne durch radiale, zirkuläre oder „zickzack“ Bahnen bearbeitet werden. Um für das jeweilig verwendete Material die korrekte Strategie festlegen zu können, müssen verschiedene Parameter berechnet werden. Dazu werden sogenannte Templates erstellt.

Dieses Software-Tool ermöglicht es, Werkzeugparameter, wie Durchmesser und Form des Fräasers, und Fräsparmeter, wie Vorschub und Drehzahl zu definieren und dadurch eine auf die Maschine und das Material abgestimmte Fräsdatei zu erstellen.

Sind all diese Parameter berechnet und eine CNC-Datei erstellt, wird anschließend der Postprozessor aufgerufen. Dieser Prozessor erzeugt aus den erstellten Dateien ein maschinenlesbares Format und wandelt die berechneten Fräsbahnen in numerische Befehle um.[64]

Subtraktives Verfahren:

Die ursprünglich von der Industrie eingeführten Fertigungstechnologien waren subtraktive Verfahren. Dabei wird im ersten Schritt ein Rohling aus einem Rohmaterial hergestellt aus welchem im nächsten Schritt die Restauration abtragend gefertigt wird.[65]

Beim Fräsen wird das Material durch ein Werkzeug mit einer geometrisch bestimmten Schneide, Span abhebend, abgetragen. Im Gegensatz dazu wird als Schleifen der Abtrag von

Material mit einer geometrisch nicht definierten Schneide, zum Beispiel einen Diamantschleifer, definiert.[65]

Je nach Maschine können unterschiedliche Materialien wie Metalllegierungen, Titan, Kunststoffe oder Keramik bearbeitet werden. Dadurch können diese Maschinen einen sehr großen Bereich der zahnärztlichen Prothetik abdecken.

Die Fräsmaschinen werden in der Anzahl ihrer Achsen unterschieden.[53,54]

3-Achsmaschinen:

Diese Fräsmaschinen haben 3 Bewegungsgrade wodurch die Fräspunkte in der X-,Y-und Z-Achse definiert werden. Diese 3 Achsen definieren die horizontalen und vertikalen Fahrwege im Raum. Zusätzlich können diese Maschinen das Werkstück bei der Bearbeitung nur um 180 Grad drehen um die Außen- und die Innenseite der Restauration zu bearbeiten. Durch diese geringe Bewegungsfreiheit der Spannbrücken können Unterschnitte sowie Achsdivergenzen und -konvergenzen nicht dargestellt werden. Daher müssen diese Areale in der Konstruktion virtuell ausgeblockt werden. Der Vorteil dieser Art der Maschinen sind schnelle Fräszeiten durch kürzere Berechnungszeiten. Meist sind sie auch kostengünstiger als mehrachsige Maschinen.

4-Achsmaschinen:

Diese Maschinen können die Spannbrücke zusätzlich zu den 3 Freiheitsgraden stufenlos drehen. Dies ermöglicht die Fertigung von mehrspannigen Brücken mit vertikalem Höhenversatz in den üblichen Rohlingsgrößen und führt somit zu Zeit und Materialersparnis.

5-Achsmaschinen:

Die 5. Achse gibt den Rotationsbereich der Spindel und des Werkzeuges an. Dadurch wird es möglich komplexe Strukturen und Unterschnitte an der Aussenseite der Restauration zu fräsen. Die Qualität der Restauration wird allerdings nicht nur von der Fräsmaschine bestimmt, sondern sie wird hauptsächlich durch den Scanprozess und der Verarbeitung der Daten beeinflusst.

Keramikverarbeitung:

Es gibt verschieden Möglichkeiten, Keramik zu bearbeiten. [16,53,54]

Hartverarbeitung:

Es gibt die Möglichkeit der Hartverarbeitung der Keramik, wobei Zirkonoxidkeramik im dichtgesinterten, heiß isostatisch gepressten („gehippten“) Zustand bearbeitet wird. Durch

die hohe Festigkeit der Keramik in diesem Zustand ist dieser Vorgang durch lange Bearbeitungsdauer, hohem Schleifkörperverschleiß und somit hohen Kosten verbunden.[66]

Grünkörperverarbeitung:

Um die Bearbeitungsbedingungen der Keramik zu verbessern, wurde sie zunächst im weichen Grünkörperzustand (ungesintert) bearbeitet. Dieser Zustand setzt den Schleifkörpern kaum Widerstand entgegen, unterliegt aber einer starken Sinterungsschrumpfung.

Weißkörperverarbeitung:

Die zurzeit bevorzugte Variante der Bearbeitung liegt in der Weißverarbeitung. Dabei wird die Keramik vorgesintert, wodurch sie einer geringeren Sinterschrumpfung unterliegt. Da sie noch nicht den Zustand endgültiger Härte erreicht hat, kann sie leichter bearbeitet werden.

Trockenbearbeitung:

Zirkonoxid mit geringen Sintergrad kann trocken bearbeitet werden. Dabei wird von der Fräsmaschine kein Kühlmittel an die Ronde und den Fräser gesprüht. Dadurch lässt sich die Feuchtigkeitsaufnahme von Zirkonoxid während des Fräsvorgangs vermeiden und es müssen keine Vortrocknungszeiten vor dem Sinterbrand eingehalten werden. Weitere Vorteile dieser Bearbeitung ergeben sich durch die geringeren Anschaffungskosten für die Fräsmaschine und die leichtere Einfärbung des Gerüsts.

Allerdings besitzen gering vorgesinterte Zirkonoxidrohlinge eine größere Sinterschwindung als stärker vorgesinterte Rohlinge, die mit einberechnet werden muss.

Nassbearbeitung:

Bei der Nassbearbeitung wird der Schleifkörper durch einen Sprühstrahl von Wasser mit Kühlmittel vor Überhitzung geschützt um Material und Schleiferschäden zu vermeiden. Diese Verarbeitung muss für alle Metalle und Glaskeramiken sowie stärker vorgesinterte Zirkonoxidkeramik angewendet werden.

2.3 CAD/CAM Systeme:

Es gibt eine Vielzahl unterschiedlichster CAD/CAM Systeme. Auf das System von KaVo (Everest) wird im Folgenden genauer eingegangen.

2.3.1: Kavo-Everest:[67]



Abb.1: Das Everest CAD/CAM System

Das Kavo Everest System besteht aus 3 Komponenten plus die zu verarbeitenden Materialien:



Everest scan und Software:

Die Scaneinheit erfasst das Gipsmodell zunächst in seiner Geometrie. Dazu wird das Modell auf dem Drehteller des Scanners befestigt und über eine High End CCD-Kamera alle 3-D Konturmaße eingescannt und anschließend in Digitaldaten umgewandelt. Um komplexe Formen und unter sich gehende Stellen ebenfalls erfassen zu können, dreht und kippt sich der Messteller während des Vorgangs. Mittels Streifenlichtmessverfahren werden in 15 verschiedenen Projektionssequenzen unterschiedlich starke Streifenmuster auf das Modell projiziert und optisch vermessen. Um einen präparierten Stumpf zu digitalisieren, benötigt der Scanner ca. 3 Minuten. Es gibt 2 verschiedene Kavo Scanner. Der Kavo Everest scan hat eine Messfeldgröße von 40x60 mm und ist somit für die Digitalisierung von Inlays, Onlays, Veneers, Kappen, Vollkronen und Brückengerüste mit einer maximalen Spannweite von 45 mm geeignet. Im Gegensatz dazu steht der Kavo Everest Scan pro, der mit einer Messfeldgröße von 60x80 mm auch für das Einscannen von 14- gliedrige Brücken verwendet werden kann. Auch die Auflösung der CCD Kamera ist im Everest scan pro mit 1.392 x 1.040 Bildpunkten 4x höher als die im Everest scan. Um eine präzise Messdatenerfassung zu gewährleisten, wird der Scanner mittels eines Kalibrierkörpers und eines Rejustierungsprogrammes 1x wöchentlich nachjustiert.



Abb.2: Everest scan pro

Die aus 15 verschiedenen Projektionspositionen aufgenommenen Punktwolken bilden die Rohdaten, die das Scan-Programm automatisch oberflächenoptimiert und aus denen das Software Modul „Surface“ ein digitales 3-D Modell erstellt. Dieses Surface Modul richtet die Scan Aufnahmen korrekt zur Oberfläche des gescannten Körpers aus und vereinigt sie zu einer Datenmenge. Dies ist die Basis für eine korrekte mathematische

Oberflächenberechnung. Im CAD Modul wird dann die Restauration konstruiert und Stegquerschnitt und Zwischengliedform festgelegt. Im CAM Modul werden die Fräsdaten für das jeweilige Material berechnet, die Rohlingsgröße vorgeschlagen und der Zementspaltparameter individuell festgelegt. Danach werden die Daten an einen 2. Rechner der Everest Engine gesandt, um den Scanrechner während der Fräszeit nutzen zu können. Es gibt des Weiteren ein Konstruktionssoftwaremodul, welches das Einscannen eines Quetschbisses ermöglicht und somit eine exakte Herstellung einer Okklusionsfläche passend zu den Antagonisten vorschlägt. Auch durch die Funktion des Wachsmessers ist es möglich geworden, virtuelle Korrekturen der Kaufläche vorzunehmen. Ebenfalls wird mit der Möglichkeit die Wachsmodellationen einzuscannen und diese als Kaufläche zu verwenden, eine individuelle Herstellung des Zahnersatzes ermöglicht.

Everest engine:

Die Everest engine ist eine fünfachsig Fräsmaschine die über eine Doppel-Werkzeugspindel und eine schwenkbare Spannbrücke verfügt, damit sich die 5 Freiheitsgrade realisieren lassen. Die Werkzeugspindel lässt sich um 240° schwenken und enthält 2 Vorrichtungen für jeweils ein Schrapp- und ein Schlicht- Werkzeug. Dadurch ist es möglich, ohne Werkzeugwechsel eine Restauration komplett fertigzustellen.

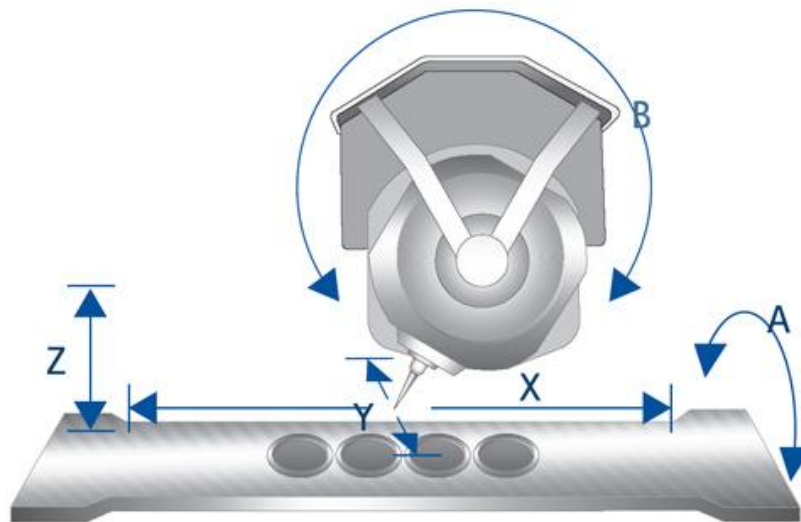


Abb.3: Schleifeinheit 5-achsig

Die Drehzahl der Schleifinstrumente lässt sich materialabhängig zwischen 5.000 und 80.000 U/min einstellen. Die Position des Fräasers wird mittels Laser vor jedem Start vermessen. Die Spannbrücke ist ebenfalls schwenkbar, sodass eine Bearbeitung von okklusal sowie von zervical möglich ist. Gesteuert werden alle Vorgänge über eine Hochleistungs-CNC-Software, die ein weites Einsatzgebiet dieser Maschine ermöglicht.

Everest therm:

Der Sinterofen von Kavo lässt sich mit 3 Schalen gleichzeitig beschicken und verfügt über eine gleichmäßige Wärmeverteilung durch eine Brennraumerhitzung. Durch vorprogrammierte Einstellungen ist es möglich, den Sinterprozess zu automatisieren und somit eine ideale Temperaturbehandlung zu erreichen.



Abb.4: Everest Therm Sinterofen



Abb.5: Beschickung mit 3 Schalen

2.4 Der Randspalt

Der Kronenrandschluss wird in der Zahnmedizin als der Übergang von Restaurationseende zu Zahn definiert. Kommt es zu einer Kluft zwischen Kronenrand und Schmelz oder Zementgrenze des Zahnes spricht man vom Randspalt.[68]

Neben dem Wunsch der Patienten, einer ästhetisch ansprechenden Restauration, der durch die Entwicklung der Keramik immer besser erfüllt werden kann, steht natürlich auch der Wunsch nach einer langen Haltbarkeit. Ein langfristiger Erfolg einer Restauration hängt maßgeblich von der Passgenauigkeit ab. Eine ideale marginale Passung einer Restauration ist gegeben, wenn der Übergang von Krone zum Präparationsrand an keiner Stelle sichtbar oder tastbar ist und keine Über- oder Unterkonturierung vorliegt.[8] Durch eine fehlerhafte Gestaltung des Restaurationsrandes oder eine schlechte Passung des Zahnersatzes kann es zu Sekundärkaries oder zu Entzündungen des parodontalen Gewebes kommen.[7] Abhängig von der Oberflächenbeschaffenheit des Materials und der Randständigkeit der Restauration, kommt es zu Plaqueanlagerungen am marginalen Zahnfleischrand. Diese Ablagerungen können sowohl Parodontopathien als auch Sekundärkaries hervorrufen, welche neben der Fraktur der Restaurationen und dem Vitalitätsverlust, die häufigsten Ursachen für die frühzeitige Erneuerungsnotwendigkeit darstellen.[69,70,71] Es gibt viele verschiedene Möglichkeiten den Randspalt einzuteilen und zu vermessen. Auch die Nomenklatur beim Thema Randspalt ist eine schwierige und so ist es auch schwer möglich, die hohe Anzahl an Studien zu Passgenauigkeiten und Randspaltvermessungen miteinander zu vergleichen.[72] Bei einer Passgenauigkeitsuntersuchung wird der gesamte Spalt zwischen Krone und Zahn vermessen, in dem sich der Zement ausbreitet. Wichtig dabei ist, dass der Spalt durchgehend ungefähr die gleiche Distanz aufweist um eventuelle Fehlbelastungen der Restauration, die zum Bruch führen könnten, zu vermeiden.

2.4.1 Definition des Randspalts:

Eigentlich ist das Wort „Randspalt“ selbsterklärend und bezeichnet einfach den Abstand zwischen Kronenrand und Zahn. Bei genauerer Betrachtung erkennt man jedoch, dass es je nach Anwender verschiedene Betrachtungsweisen gibt, die die Ergebnisse der Vermessungen verfälschen und einen Vergleich der Studien nur bedingt zulassen.

Es gibt zwei wichtige Begriffe bei der Definition der Passung.

Die innere Passung und der marginale Randspalt.

Bei der **inneren Passung** wird der gesamte Sitz der Krone auf dem Stumpf beurteilt. Dies ist ein wichtiger Faktor für Bruchfestigkeit und Haltbarkeit der Restauration.[73]

Holmes et al. definierte für die innere Passung den Abstand zwischen innerer Oberfläche der Restauration und axialen und okklusalen Wand des Zahnes.[72]

Der **marginale Randspalt** beschreibt den Übergang von Restaurationsende zu Zahn. Dieser ist wiederum für die Vermeidung von Sekundärkaries und Parodontopathien von großer Bedeutung.

Um eine einigermaßen einheitliche Nomenklatur zu erreichen, wurde von Holmes ein Einteilungsschema definiert, welches acht Messstrecken am marginalen Rand beinhaltet und auch von anderen Autoren als brauchbar eingestuft wird.[74]

Einteilung des Randspaltes nach Holmes (1989) [72]:

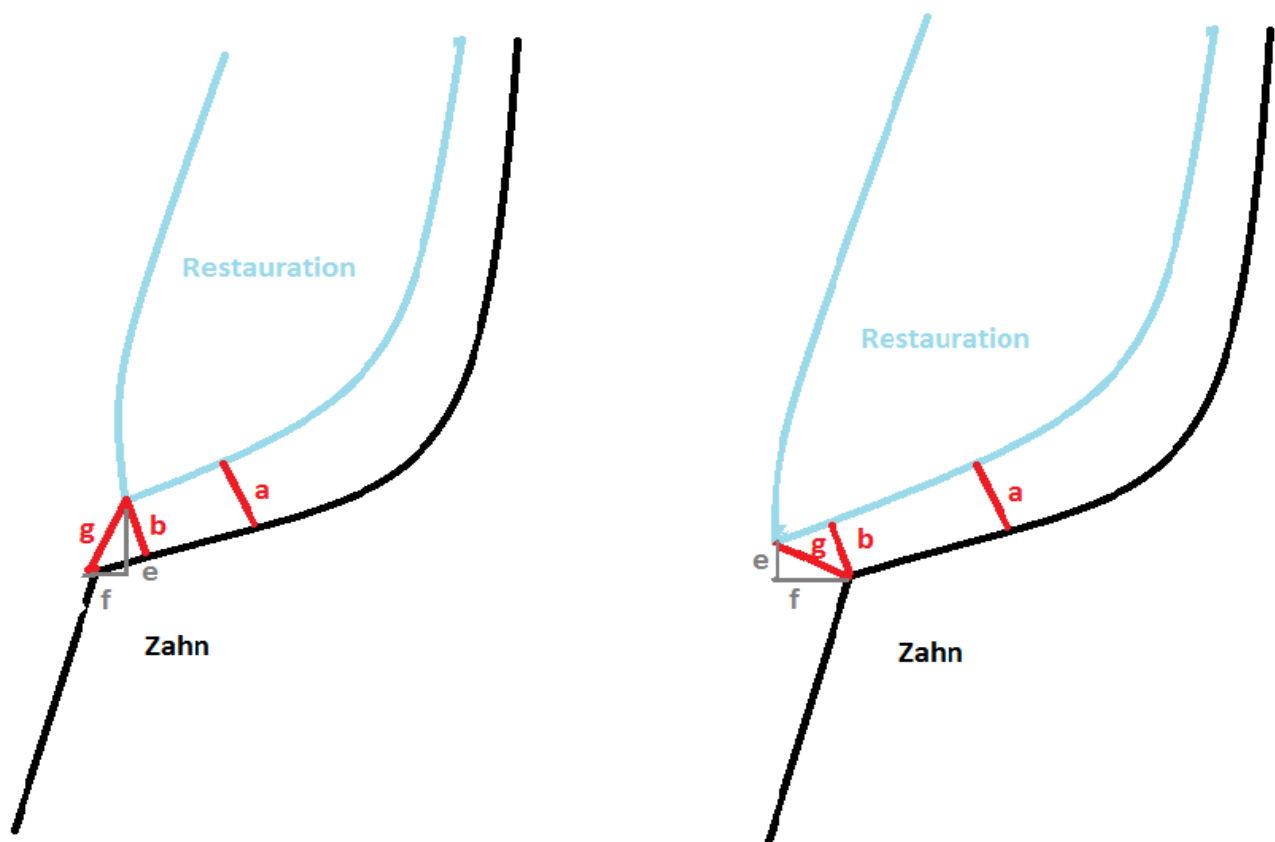


Abb.6.: Definition des Randspaltes

- a. **Internal gap:** Es beschreibt die senkrecht gemessene Distanz zwischen der axialen Wand der Präparation zur Kroneninnenfläche.
- b. **Marginal gap:** Dieselbe Strecke wird direkt vom Präparationsrand gemessen.
- c. **Overextended margin:** Bei zu langen Restaurationen wird die Präparationsgrenze lotrecht auf die Krone projiziert und der Abstand bis zum Kronenrand gemessen.
- d. **Underextended margin:** Bei zu kurzen Restaurationen wird der Kronenrand lotrecht auf die Oberfläche des Zahnes projiziert und die Distanz bis zur Präparationsgrenze gemessen.
- e. **Vertical marginal Discrepancy:** Diese Werte beschreiben die senkrecht, also parallel zur Einschubrichtung gemessene Distanz zwischen Kronenrand und Präparationsrand.
- f. **Horizontal marginal Discrepancy:** Hier wird die waagrechte, also senkrecht zur Einschubrichtung gemessene Distanz zwischen Kronenrand und Präparationsrand beschrieben.
- g. **Absolute marginal Discrepancy:** Diese Werten beschreiben die direkt gemessene Distanz zwischen Kronenrand und Präparationsrand

Der absolute marginale Randspalt ist die tatsächliche Diskrepanz zwischen Zahn und Restauration und ist somit der klinisch relevanteste. Alle anderen Messungen dienen zur Beschreibung der Art der Passungsfehler, geben aber keinen Aufschluss auf den tatsächlichen Sitz der Restauration.[14,72]

Ein überkonturierter Kronenrand bedeutet, dass er weiter zervikal als die Präparationsgrenze liegt. Es können bei Messungen des marginalen Randspaltes trotzdem gute Werte auftauchen, wenn die Restauration an der Präparationsgrenze dem Zahn aufliegt. Erst der absolute marginale Randspalt gibt Auskunft darüber, ob es sich trotzdem um einen Passungsfehler handelt. Diese Konstellation wird „closed overextended marginal discrepancy“ genannt und steht der „open overextended marginal discrepancy“ gegenüber (siehe Abb.8). Auch bei einer zu kurzen Restauration wird ein offener oder geschlossener Randspalt unterschieden.[72]

Liegt keine Über oder Unterkonturierung des Kronenrandes vor, deckt sich die Messung mit der des marginalen Randspaltes.

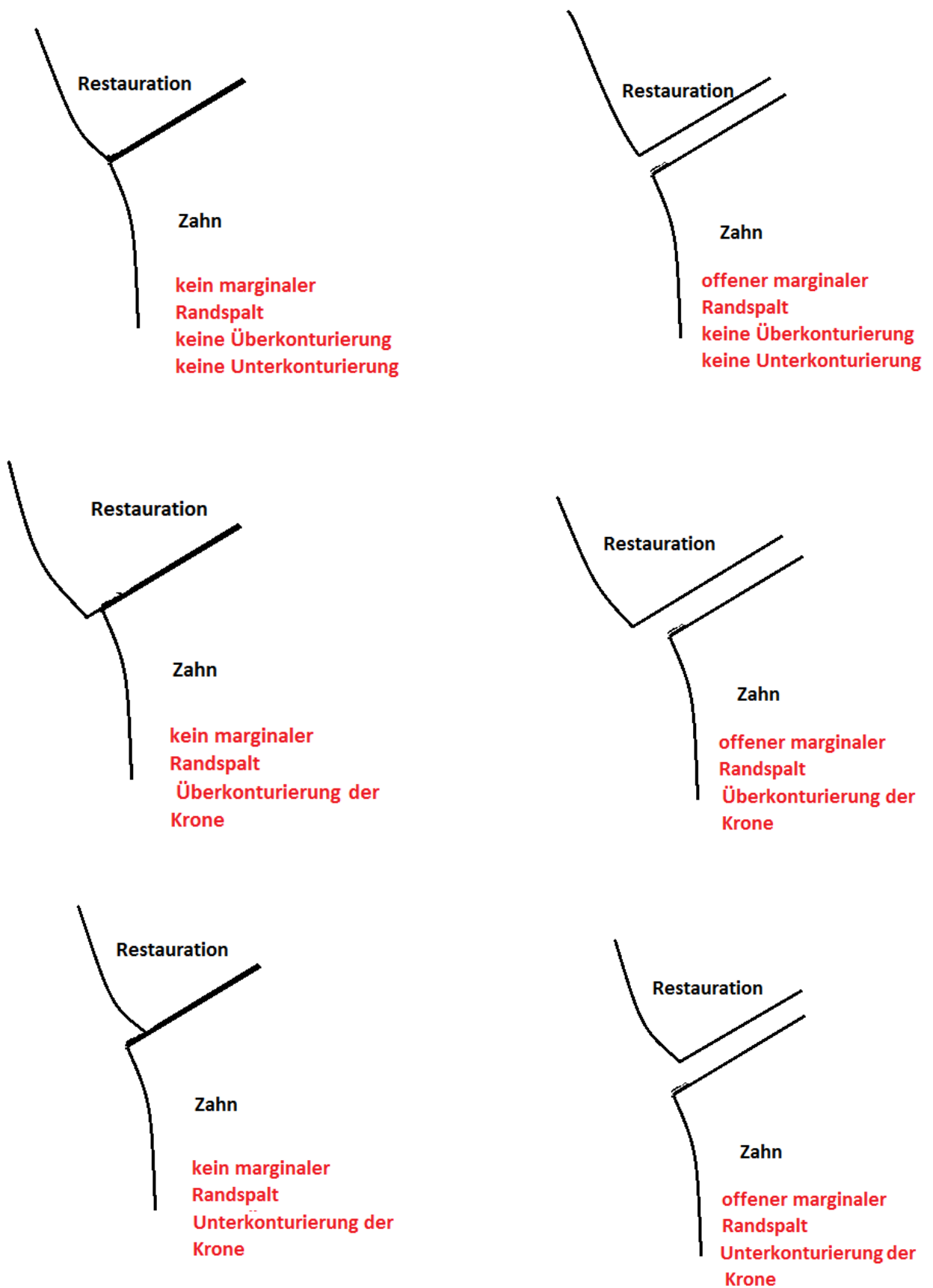


Abb.7: Möglichkeiten des marginalen Randspaltes nach Holmes [72]

Überkonturierte Ränder sind laut Studien für das parodontale Gewebe weit schlechter als unterkonturierte. Bei einem zu langen Präparationsrand, der auch noch subgingival liegt, ist es für den Patienten unmöglich, diese Stelle adäquat zu reinigen. Auch der Behandler ist, nach dem Zementieren der Krone, nicht in der Lage alle Zementreste rückstandslos zu entfernen. Die Oberfläche des Zementes bietet aufgrund der Rauigkeit eine sehr gute Anlagerungsmöglichkeit für Plaque und in Studien wurde herausgefunden, dass Bakterien in subgingivalem Plaque für das Parodontium pathogener sind als in supragingival liegendem Plaque.[75,76] Doch nicht nur bei überextendierten Rändern kommt es zu Plaqueanlagerungen. Allgemein sind subgingivale Präparationen für das Parodontium schlechter, da es aufgrund der vermehrten Bakterienzahl und deren Stoffwechselprodukten zu Entzündungen der Gingiva kommt, die in weiterer Folge das parodontale Gewebe schädigen können.[8,77,78] Weiters kann es zur Ausbildung von Sekundärkaries am Kronenrand kommen, welche nach Kavitätenbildung eine noch größere Plaqueretentionsnische bietet.[9] Die Karies führt schlussendlich zu endodontischen Problemen, indem es sich unbehandelt bis an die Pulpa ausbreitet und es kann zum Verlust der Restauration kommen.[79] Aus Querschnittsstudien lässt sich ableiten, dass die Verbesserung der Mundhygiene bei Patienten mit Restaurationen wesentlich stärker zur Verminderung von Sekundärkaries geführt hat als dies durch Verringerung des Randspaltes möglich gewesen wäre. Allerdings führt ein schlechter marginaler Rand bei schlechter Hygiene und hohem Kariesrisiko zu vermehrter Sekundärkaries.[9,80,81,82]

Für den klinisch maximal akzeptablen Wert, den eine Restauration haben darf, gibt es in der Literatur keine eindeutigen Angaben. 1966 errechnete Christensen einen Randspalt vom 39 µm als maximal akzeptabel.[83] Allerdings wurden diese Werte im klinischen Alltag nur selten erreicht, sodass Werte 50-100 µm für gut befunden wurden.[84] In der Literatur gibt es sehr viele verschieden Studien zu Randspaltvermessungen und klinisch akzeptablen Werten, die stark von der Art des verarbeitenden Materials und der Ansicht der Autoren abhängt. Die Conclusio der meisten Studien ist jedoch, dass Werte zwischen 120 und 150 µm klinisch erreichbare und akzeptable Werte sind.[85,86]

Zwischen Zahn und Restauration wird es immer einen Spalt geben, der allein durch die Mindestschichtstärke des Zements determiniert ist, da die Restauration ohne genügend Zementzwischenraum wesentlich schlechter halten würde. Dieser Zwischenraum beläuft sich für Glasionomerezemente nach vielen Studien auf circa 25 µm [78,87], wobei natürlich auch in diesem Bereich unterschiedliche Studien zu anderen Ergebnissen führen können.[88]

2.4.2 Untersuchungsmethoden für den Randspalt

Die Frage ist natürlich, wie kann man jetzt die innere Passung einer Krone und ihre Randdichtigkeit objektiv beurteilen?

Es gibt unterschiedliche Verfahren um die Passgenauigkeit einer Restauration zu überprüfen.

Die am häufigsten im Praxisalltag angewandte Methode ist eine taktile

Untersuchungsmethode mittels zahnärztlicher Sonde. Dabei wird der Kronenrand mit der Sonde insbesondere auf Über.- bzw. Unterkonturierungen sowie nach Randspalten untersucht.

Diese Untersuchungsmöglichkeit ist leicht und schnell anzuwenden, ist aber von der Taktilität des Behandlers abhängig und besonders im subgingivalen und approximalen Bereich ist der Kronenrand nur schwer zugänglich und daher auch schwer richtig zu beurteilen.[89,90]

Als weitere gute Möglichkeit gilt die Replika- Technik. Bei diesem Verfahren wird mit dünnflüssigem Silikon ein Innenabdruck der Krone auf dem Zahnstumpf angefertigt. Dieser wird anschließend durch visuelle Kontrolle oder durch Vermessung unter einem Mikroskop ausgewertet. Der klare Vorteil bei dieser Technik ist, dass man die gesamte innere Passung der Restauration darstellen kann, ohne die Krone oder den Zahn dabei zu beschädigen. Als Nachteil dieser Methode gilt die mangelnde Reproduzierbarkeit und daher die Abhängigkeit vom Material und Betrachter.[66]

Wegen der oben genannten Nachteile der klinischen Untersuchungen der inneren Passung einer Krone benötigt man zur besseren Beurteilung auch in-vitro Studien. Mit Hilfe dieser Studien ist es möglich, die gesamte innere Passung über den Verlauf eines zweidimensionalen Schnittmodells des Stumpfes sowie den marginalen Rand einer Restauration objektiv und reproduzierbar darzustellen und zu vermessen. Hierzu werden Frasaco-Modelle, für die zu untersuchende Restauration, ideal beschliffen, abgeformt und Gipsmodelle hergestellt. Der Zahnersatz wird dann auf dieses Gipsmodell zementiert und mittels eines Gipssockels stabilisiert. Danach wird das gesamte Modell in der Mitte des Gipsstumpfes mit Restauration zersägt und so die Schnittproben hergestellt. Dadurch erhält man Schnitte quer durch die zementierte Krone und man kann mit Hilfe eines Licht- oder Rasterelektronenmikroskops die gesamte innere und marginale Passung der Restauration vermessen und beurteilen. Der Nachteil dieser Methode ist natürlich, dass die angefertigte Restauration dabei unwiderruflich zerstört wird und dass durch die Anfertigung der Präparation ausserhalb des Mundes wesentliche Einflussfaktoren wegfallen. Zu diesen Faktoren zählen der Speichelfluss, das Bewegen der Zunge während der Abformung und der wegen eventueller kariösen Läsionen notwendigen subgingivalen Präparation.

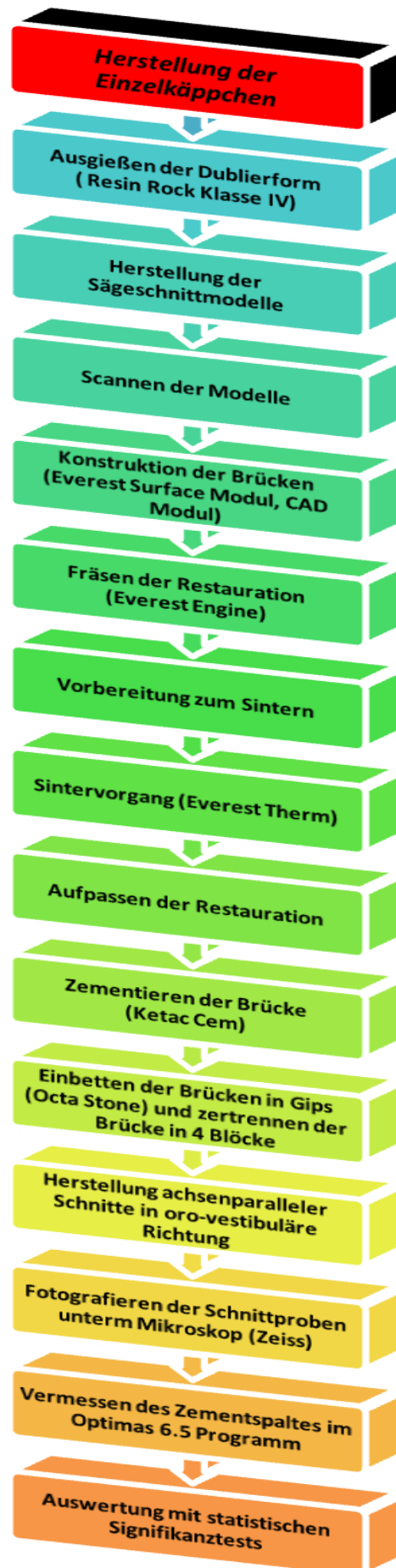
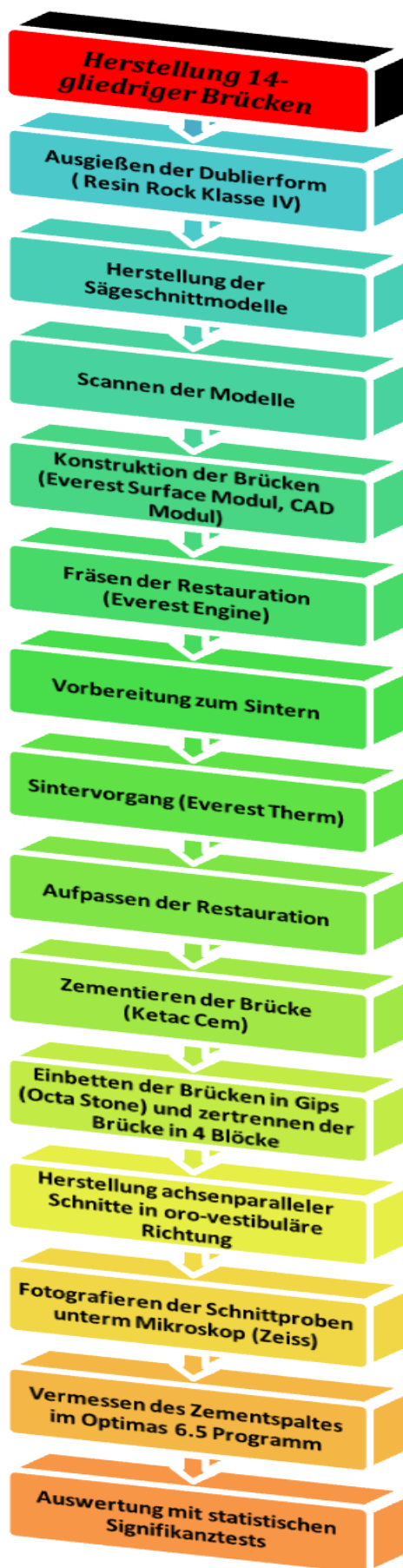
Randspaltvergleich und Auswertung:

Dank der Entwicklung der Hochleistungskeramiken wie Zirkonoxid ist es möglich geworden große, mehrgliedrige Restaurationen aus diesem Material herzustellen.[66]

Die Verwendung von gehter Zirkonoxidkeramik für mit CAD/CAM hergestellten Zahnersatz bietet den Vorteil, dass keine Vorausberechnung der Sinterschrumpfung notwendig ist und es daher auch zu keinen Sinterverzügen kommen kann. Allerdings ist die Bearbeitung durchgesinteter Zirkonoxidkeramik wegen der hohen Festigkeitswerte sehr zeit- und materialaufwändig. Studien zeigen eine hervorragende Passgenauigkeit der Restaurationen die aus durchgesinteter Zirkonoxidkeramik hergestellt wurden. Hier erzielte man Werte zwischen 60 und 74 μm . [91] Allerdings kann es durch den Fertigungsprozess bei der Hartbearbeitung auch zu festigkeitsmindernden Rissen an der Materialoberfläche kommen. Dies kann sich ungünstig auf die Materialeigenschaften auswirken.[66]

Die Verwendung von oben beschriebenen Weisslingen bietet den Vorteil der leichteren Bearbeitung, aber den Nachteil der Schrumpfung der Restauration beim nachträglichen Sintern zur endgültigen Härte der Zirkonoxid. Dazu ist allerdings die Vorausberechnung der zu erwartenden Sinterschrumpfung von ca. 20% notwendig. [66,92]

3. Material und Methode:



3. Material und Methode

3.2 Herstellung der Gipsmodelle

Im Rahmen einer vorhergehenden Doktorarbeit (Randspaltvermessung von 14-gliedrigen CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidbrücken mit Zeno) wurden bereits die Zähne 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25, 27 eines Frasacomodells in idealer Form präpariert. Dabei achtete man auf genügend Substanzabtrag sowie auf eine gemeinsame Einschubrichtung. Der Präparationsrand wurde mit einer Hohlkehle ausgeführt. Von diesem Modell wurden Abformungen genommen und auf Bläschen oder Unstimmigkeiten überprüft. Die ideale Abformung wurde dann mit Superhartgips ausgegossen und ein Gipsmodell erstellt. Um weitere Gipsmodelle ohne Informationsverlust herstellen zu können wurde ein Silikonmodell des idealen Gipsmodells hergestellt. Hierzu wurde das Gipsmodell mit Begrenzungsband umwickelt und flüssiges Silikon in die Form gegossen. Nach Aushärten des Silikons wurde die Form vom Gipsmodell abgezogen und nach dem darauffolgenden Einsprühen mit einer Silikonentspannung erneut mit Gips ausgegossen. Damit konnten nun zahlreiche Gipsmodelle ohne Informationsverlust hergestellt werden.

Um die Ergebnisse beider Doktorarbeiten besser vergleichen zu können, wurde bei dieser Studie dasselbe Präparationsmodell verwendet.

Die Form wurde mit Superhartgips der Klasse IV (Resin Rock, Dortmund) zehnmal ausgegossen. Nach empfohlener Aushärtezeit von einer Stunde wurden die Gipsmodelle aus der Form genommen und getrimmt. Alle 10 Modelle wurden als Sägestumpfmmodelle ausgeführt.

Des Weiteren wurden auf dieselbe Art nochmals 10 Sägeschnittmodelle des 1. Quadranten als Vergleichsmodelle für Einzelkäppchenpassungen gefertigt.

3.3 Herstellung der Brückengerüste

Jeweils zehn 14- gliedrige CAD/CAM Brücken mit den Pfeilern 17, 15, 13, 11, 21, 23, 25 und 27 sowie jeweils zehn Einzelkäppchen auf den Pfeilern 11, 13, 15 und 17 wurden hergestellt.

3.3.1 Scannen

Zur Digitalisierung der Modelle wurden diese mit dem Kavo Everest Pro Scan eingescannt. Nach einem Warmlauf des Scanners von empfohlenen 12 Minuten wurden alle Pfeiler dünn mit Scanspray eingesprüht und das Modell mithilfe eines Scantellers fixiert. Zur richtigen Positionierung des Modells im dafür vorgesehenen Scanfensters gibt eine Positionierungsschablone. Ist das Modell nun durch Kunststoffpins fixiert, darf es während des gesamten Scanvorganges nicht wieder verändert werden. Nach Eingabe der

3. Material und Methode

Konstruktionsdaten (Pfeilerzähne, Art der Arbeit und Material) (Abb.8) beginnt das Programm mit einem Übersichtsscan (Abb.9) des gesamten Modells.

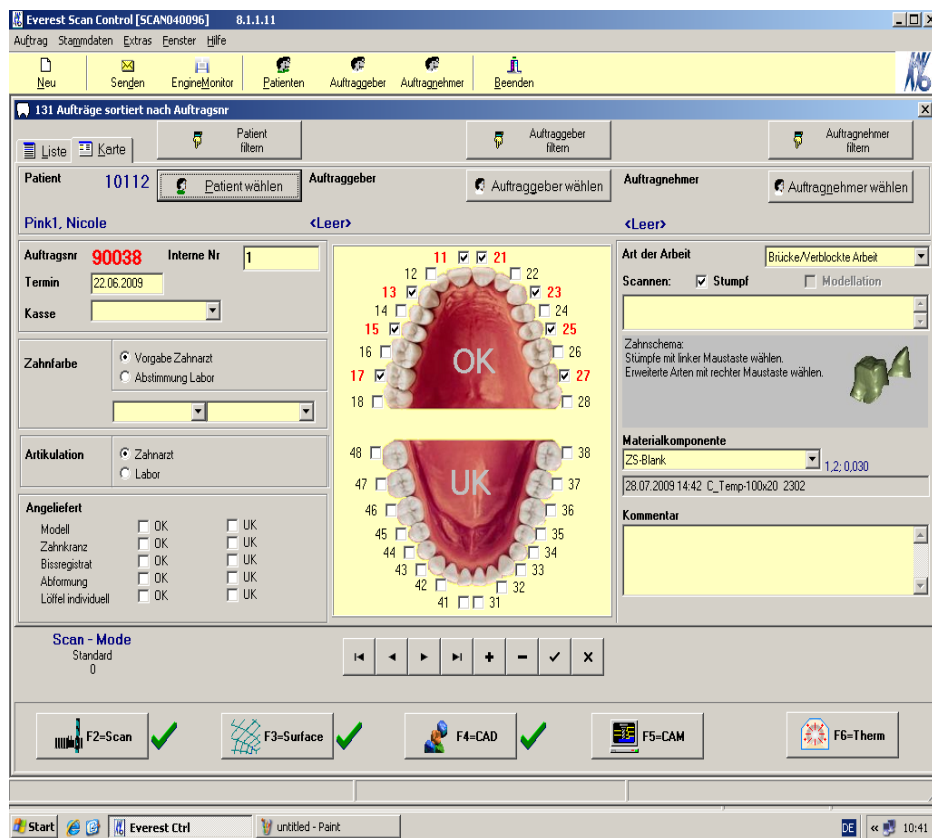


Abb.8: Eingabe der Konstruktionsdaten

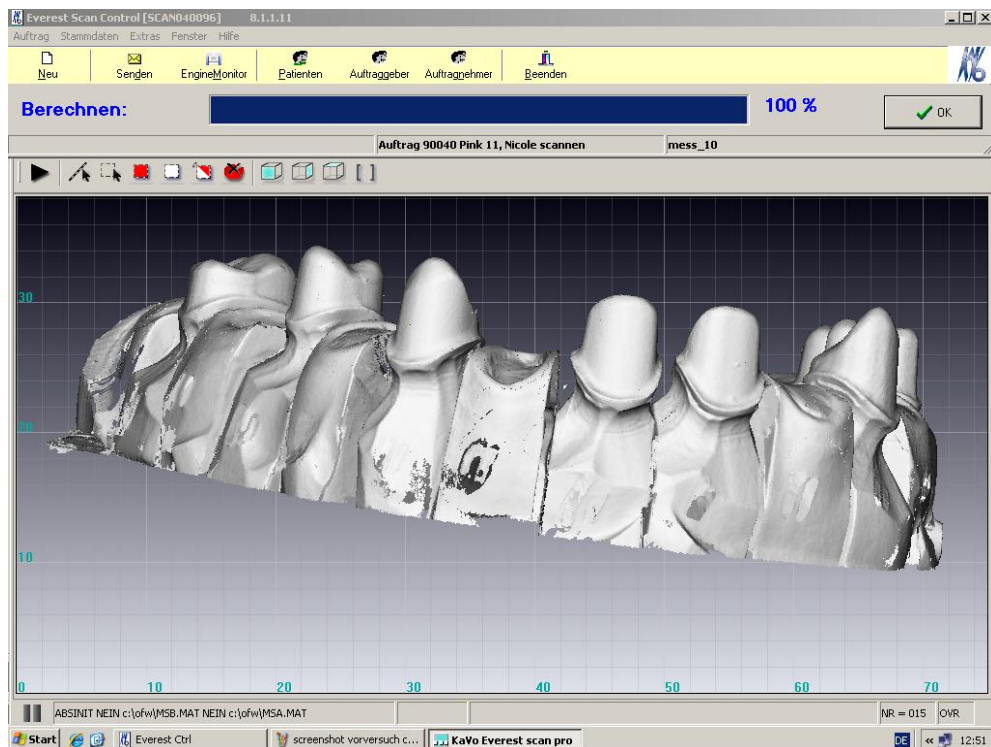


Abb.9: Übersichtsscan

3. Material und Methode

Um unnötige Datenmengen und somit verlängerte Berechnungszeiten zu verhindern, wurde man nach dem Übersichtsscan um die Entfernung aller unnötigen Daten gebeten. Danach wurde jeder Pfeiler noch mal einzeln gescannt (Abb.10). Dazu wurde im Programm der zu scannende Zahn festgelegt und danach alle anderen Pfeiler vom Sägschnittmodell entfernt. Es musste bei diesem Schritt besonders darauf geachtet werden, das Modell nicht in seiner fixierten Position zu verändern, da es ansonsten zu Verschiebungen im Scan kam. Dies würde zu extremen Passungenauigkeiten führen. Aus diesem Grund wurden 5 Modelle nochmals komplett neu eingescannt, da die Kunststoffpins des Scantellers keine feste Fixierung der Position beim Entfernen der Einzelstümpfe garantierten. Dank der von Kavo neu entwickelten, positionsstabilen Metallpins, wurde dieses Problem zufriedenstellend behoben.

Jeder Einzelscan benötigt circa drei Minuten, bevor der nächste Zahn gescannt werden konnte.

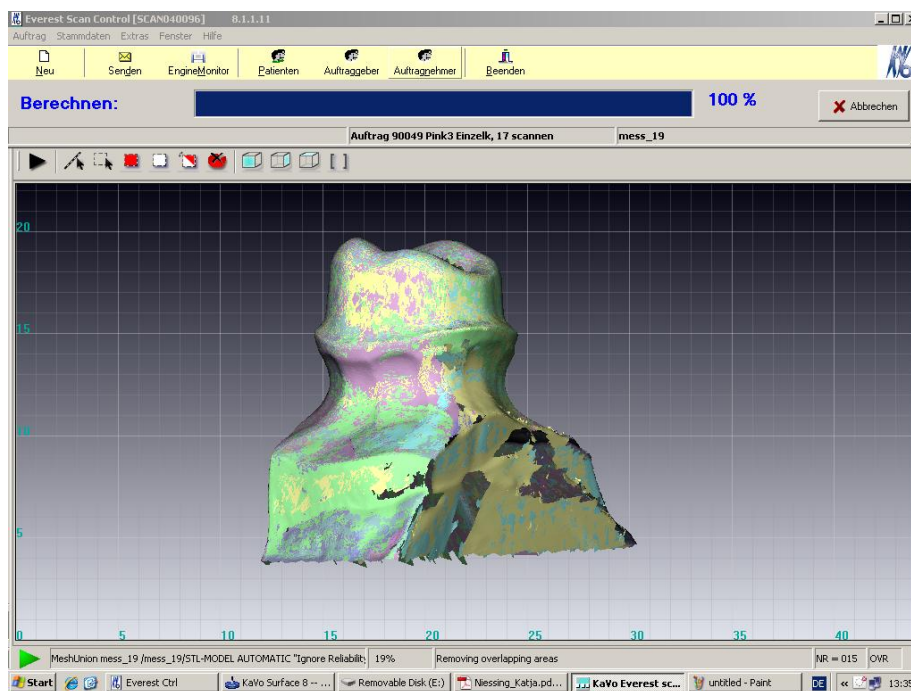


Abb.10: Einzelscan

Nach optischer Kontrolle der Einzelscans und der Übersichtsaufnahme auf Ungenauigkeiten, wurde das Ergebnis gespeichert. Insgesamt dauerte der Scanvorgang für eine 14-gliedrige Brücke inklusive der richtigen Positionierung des Modells anfangs circa 45 Minuten und wurde durch bessere Handhabung auf 30 Minuten reduziert.

Die Einzelstümpfe für die Vergleichsgruppe wurden mit dem Sägschnittmodell im Scanfeld fixiert und mit demselben Verfahren einzeln eingescannt.

3. Material und Methode

3.3.2 Konstruktion der Brücke (CAD)

Nach dem Scanvorgang begann die virtuelle Konstruktion der Brücke. Dazu wurden alle Scandaten in das CAD Programm geladen. Auch hier konnten wieder unnötige Daten entfernt werden um die Berechnungszeit wesentlich zu verkürzen. Alle Einzelstumpfaufnahmen sowie die Übersichtsaufnahme wurden hier nochmals optisch auf Unregelmäßigkeiten kontrolliert. Unterschnitte sowie kleinste Scanfehler wurden automatisch korrigiert. Ebenfalls automatisch wurde die Präparationsgrenze festgelegt. Sie muss gegebenenfalls manuell korrigiert werden um eine perfekt verlaufende Grenze zu erhalten. Nach Abschluss aller Einzelstumpfbearbeitungen, konstruierte das Programm die Brücke. (Abb.11) Die vorherige Eingabe des Materials am Konstruktionsdatenblatt ermöglichte dem Programm eine ausreichende Dimensionierung der Verbindungselemente, sowie die Festlegung der nötigen Schichtstärke der Kappchen. Es wurde noch eine leichte Modulation der Verbindungselemente in Ihrer Ausdehnung vorgenommen. Die Zwischenglieder wurden automatisch angeordnet, mussten aber in Ihrer Position und Ausdehnung ebenfalls noch nachkorrigiert werden. Zuletzt wurde der Zementspalt eingegeben welcher sich nach vorherigen Proben mit 0.035 mm am geeignetsten herausgestellt hatte. Nach all diesen Maßnahmen wurde das Ergebnis nochmals optisch kontrolliert und die Daten gespeichert.

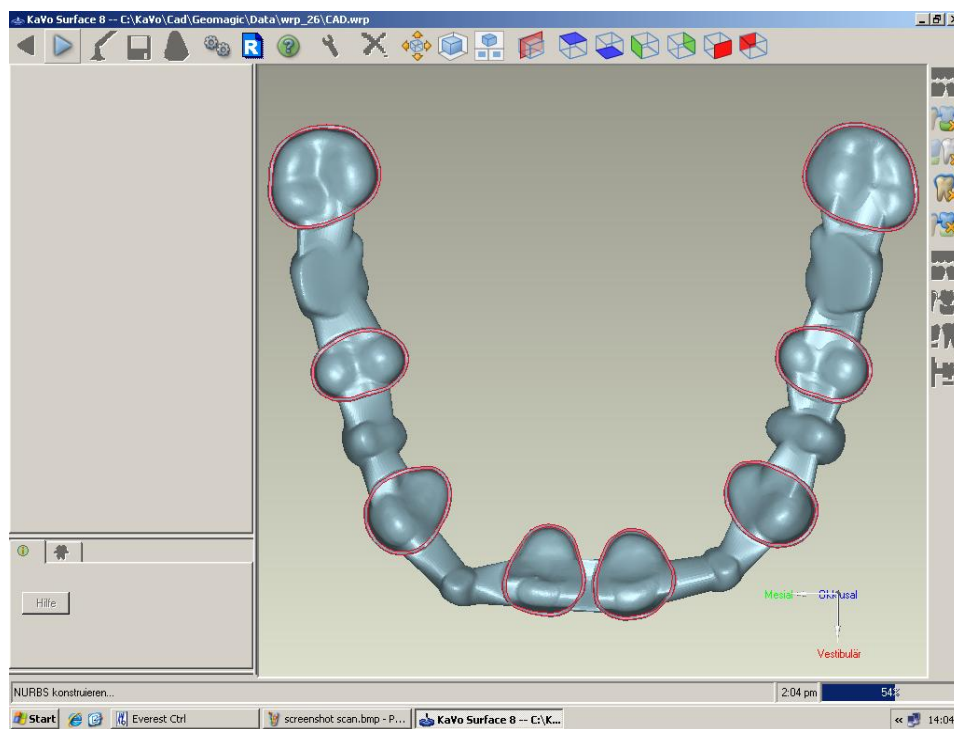


Abb.11: fertiges Brückengerüst

3. Material und Methode

Nach Fertigstellung der digitalen Konstruktion wurde der Fräsvorgang gestartet.

Insgesamt benötigte die CAD/CAM Maschine für die Konstruktion einer Brücke circa 45 Minuten. Diese konnte aufgrund der Berechnungszeiten nicht wesentlich verkürzt werden.

Die Einzelkappchen wurden nach dem gleichen Verfahren konstruiert und ebenfalls mit einem Zementspalt von 0.035 mm gefertigt. (Abb.12) Aufgrund der fehlenden Verbinder und Zwischenglieder konnte dieser Schritt wesentlich kürzer gehalten werden.

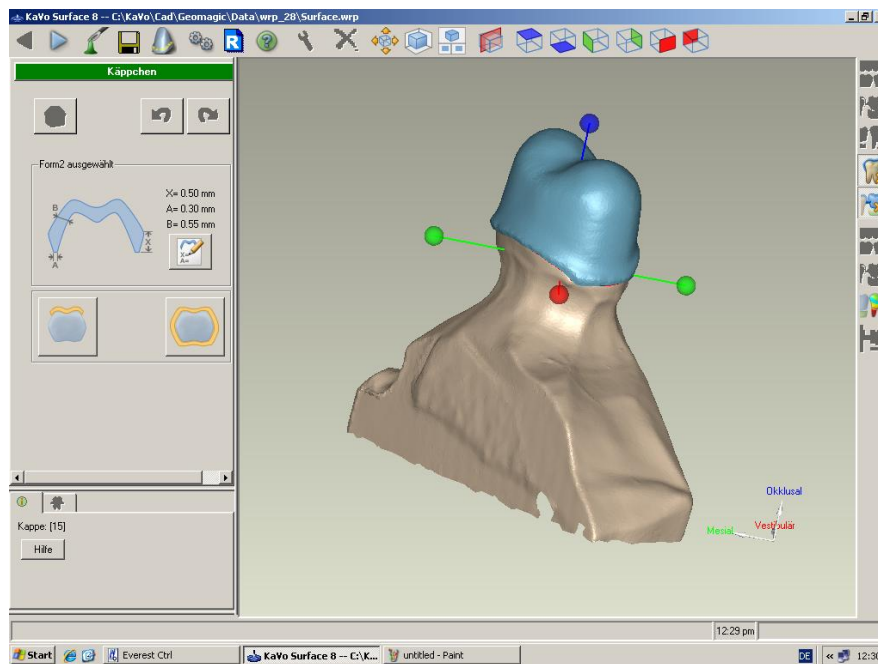


Abb.12: Konstruktion der Einzelkappchen

3.3.3 Fräsvorgang (CAM)

Zum Starten des Fräsvorgangs wurden die Scandaten von der Scaneinheit auf die Fräsmaschine gesendet.

Die Software berechnet die nötige Stärke der Zirkonoxidronde (12mm, 16mm, 20mm). Die Brücke wurde manuell in der Ronde positioniert und es wurden Sinterpins an empfohlenen Stellen hinzugefügt.

3. Material und Methode

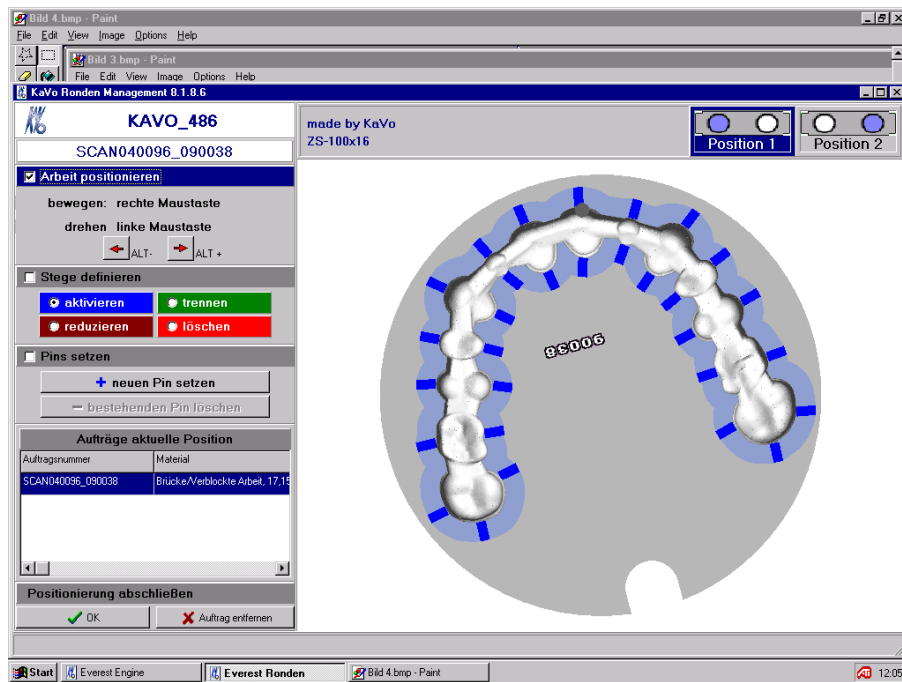


Abb.13.: Positionierung der Brücke

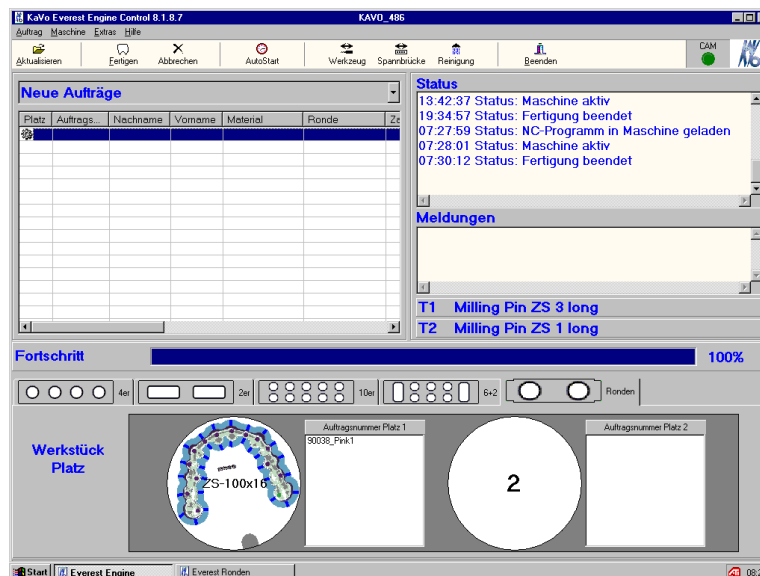


Abb.14: Fräsvorgang starten

Vom Programm selbst wurden keine Sinterpins positioniert.

Die Daten der Ronde wurden per Chip eingelesen und somit nochmals auf Richtigkeit geprüft. Nach vorgeschriebener Referenzfahrt der Maschine konnten die Schleifkörper ausgetauscht werden, wobei für die Zirkonoxid geeigneten long milling pins (grün) in der Stärke 1.0 mm und 3.0 mm verwendet wurden. Nach der Herstellung von zwei 14-gliedrigen Brücken wurden die Schleifkörper erneuert.

3. Material und Methode

Nach Fixierung der Zirkonronde in der Maschine mittels eines Positionierungsrings musste der Chip nochmals eingelesen werden, um die exakte Position an den Computer zu übertragen. (Abb.15)

Danach wurde die Maschine verschlossen und der Fräsvorgang konnte gestartet werden. Zur Fräsung einer 14-gliedrige Brücke benötigte die Maschine circa acht Stunden.

Die Einzelkäppchen wurden aus insgesamt drei Zirkonoxidronden gefräst, wobei hier ebenfalls nach zwei Schleifeinheiten beide Fräskörper getauscht wurden. Dafür benötigte die Maschine wesentlich weniger Zeit und es konnte eine Ronde in vier Stunden gefräst werden.

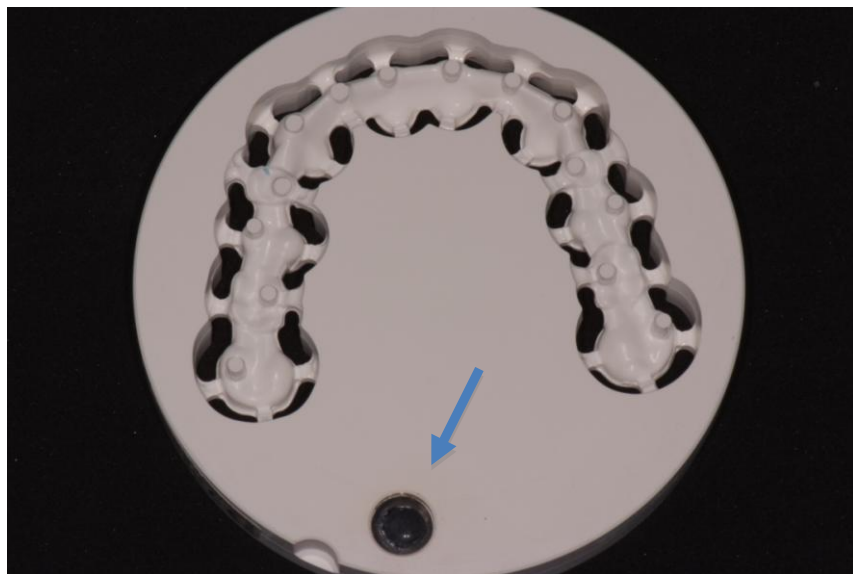


Abb.15: Fertig gefräste Zirkonoxidronde, Pfeil → Chip



Abb.16: Ronde in Maschine positioniert

3. Material und Methode

3.3.4 Vorbereitung der Brücke auf den Sintervorgang

Damit die endgültige Festigkeit erreicht wird musste die Zirkonoxidbrücke nach dem Fräsvorgang gesintert werden. Um die Sinterschrumpfung ideal auszugleichen, wurde die Brücke um, einen vom Programm errechneten Betrag, größer gefräst.

Um die ideale Sinterlagerung für eine Brücke dieser Größe herauszufinden wurde diese in einem Vorversuch getestet. Es wurden zuerst alle Connectoren zum Zirkonoxidkörper belassen. Dadurch ergaben sich aber starke Spannungen so dass es zu Frakturen in der Brücke kam.

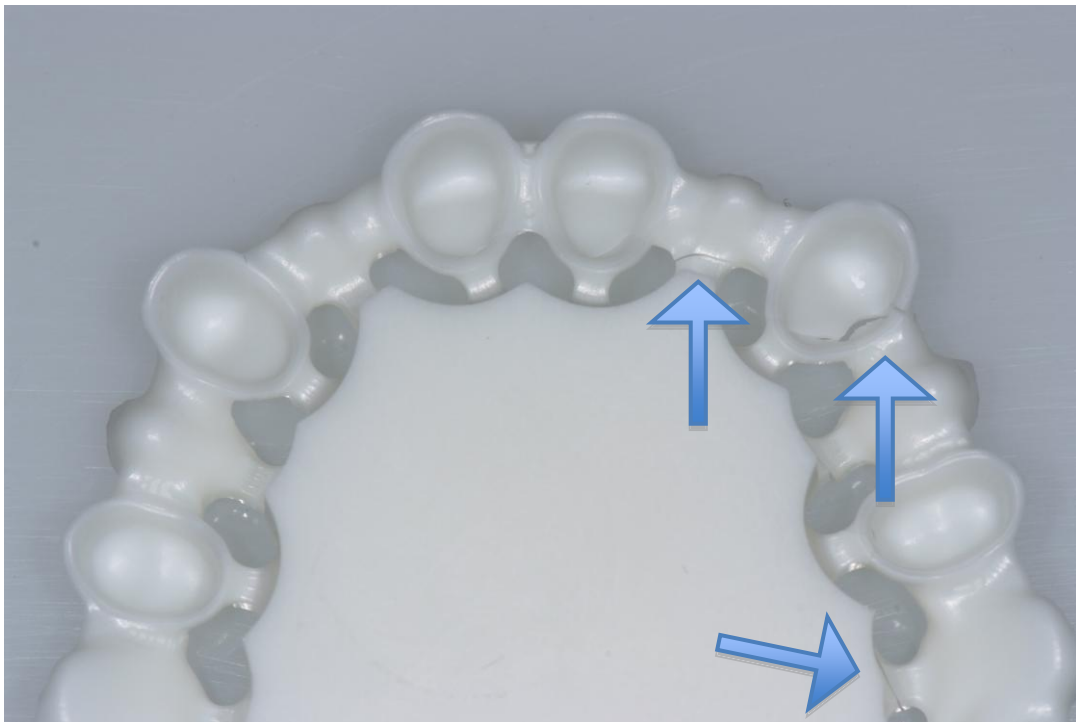


Abb.17: Sprünge nach Belassen der Connectoren

Vor dem Sintern wurde die Brücke nach Rücksprache mit KaVo speziell vorbereitet. Die labiale Zirkonoxidlamelle sowie der distale Überschuss mussten entfernt werden und nur der palatinale Anteil der Zirkonoxidronde wurde belassen. Die beiden Connectoren zum letzten Pfeilerzahn wurden belassen um eine Formstabilität der Brücke zu gewährleisten, alle anderen palatinalen Connectoren mussten, um Spannungen zu vermeiden, abgetrennt werden.(Abb.18)

3. Material und Methode



Abb.18: Ideale Sinterform

Zur Entfernung der Verbinder vom Restmaterial wurde eine kleine kreuzverzahnte Fräse verwendet (Komet).

Die Einzelkäppchen wurden mit 4 Connectoren zur Befestigung in der Ronde gefertigt. Diese wurden für den Sintervorgang mit derselben Fräse komplett entfernt und verschliffen.



Abb.19: Einzelkäppchen aus Ronde komplett entfernt

3.3.5 Sintervorgang

Die vorbereitete Brücke wurde mit Einmalpinseln vom Zirkonoxidstaub befreit. Danach wurde sie auf eine spezielle Sinterplatte mittig positioniert und dabei wurde kontrolliert ob alle Pins regelmäßig auf der Platte aufliegen.(Abb.20)

3. Material und Methode



Abb.20: optische Kontrolle der Auflagefläche

Die Brücken wurden mit einem speziellen Sinterprogramm für Ronden im Sinterofen von Kavo acht Stunden bei knapp 1300 Grad gesintert.

Danach wurde erneut kontrolliert, ob alle Sinterpins aufliegen.



3. Material und Methode

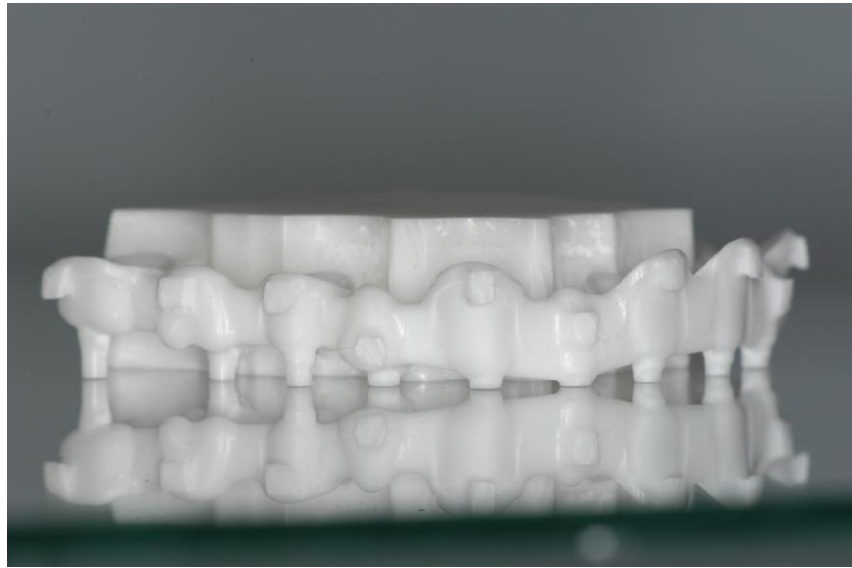


Abb.21: Brücke Nummer Sieben nach Sintervorgang

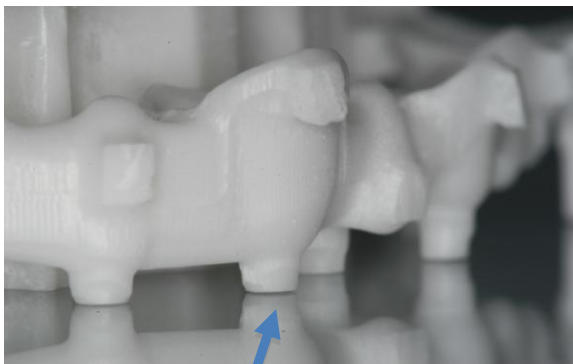


Abb.22 Sinterverzug der Brücke Nummer sieben

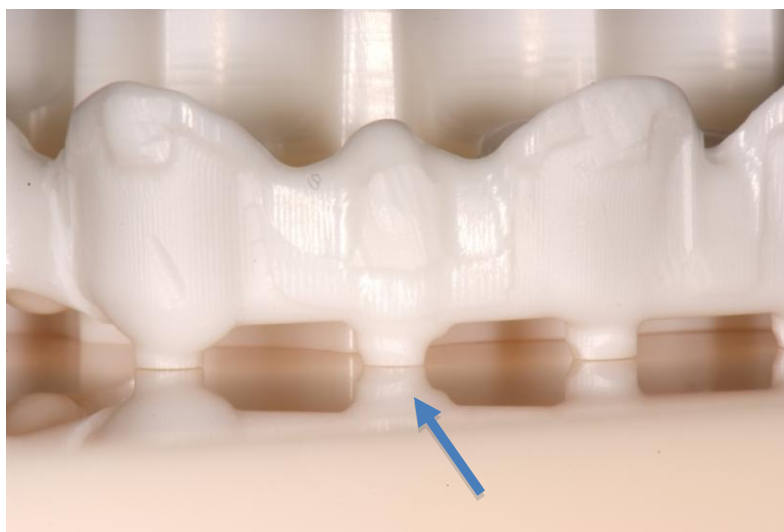


Abb.23: aufliegende Sinterpins

3. Material und Methode

Die Einzelkäppchen wurden mit der Labialfläche bzw. der Okklusalfäche in eine Schale mit Sintersand gelegt, wobei darauf geachtet wurde, das Innere des Käppchens von Sand frei zu halten.

Jeweils eine Charge Käppchen wurde in eine Schale gelegt und gemeinsam mit einer weiteren Schale im Ofen ordnungsgemäß positioniert. Diese wurden mit einem für Einzelkäppchen geeigneten Programm für acht Stunden gesintert.

3.3.6 Aufpassen der Brücke auf das Gipsmodell

Nach endgültigem Abkühlen des Brückengerüsts, wurden mit einem diamantierten Schleifkörper die letzten beiden Connectoren unter Wasserkühlung entfernt und verschliffen. Die Brücken wurden mit Zahlen markiert und wieder dem Modell, welches die Scanvorlage lieferte, zugeordnet. Die Pfeiler wurden mit non permanent Marker in Rot (Faber-Castell, Stein) dünn bestrichen. Im ersten Schritt wurde die Brücke drucklos auf die einzelnen Pfeiler gesetzt und die roten Störstellen unter dem Mikroskop mit einer diamantierten Kugel (Komet, Lemgo) unter Wasserkühlung punktförmig entfernt. Dieser Vorgang wurde zwei Mal pro Pfeiler wiederholt. Danach wurde die Brücke drucklos auf allen Pfeilern gleichzeitig aufgesetzt und wieder die Störstellen entfernt. Dieser Vorgang wurde so oft wiederholt bis optisch subjektiv eine optimale Passgenauigkeit unter dem Mikroskop erreicht war. Es ergaben sich immer wieder dieselben starken Störstellen an den Palatinalflächen der Prämolaren. Pro Brücke wurde immer eine ähnliche Arbeitszeit benötigt und belief sich auf circa 30 Minuten. Die Passgenauigkeit nach dem Aufpassen wurde unabhängig von 2 Zahntechnikern kontrolliert.

Die Einzelkäppchen wurden ebenfalls nummeriert und auf das Ausgangsmodell aufgepasst. Alle Käppchen mussten verhältnismäßig lange aufgepasst werden um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erhalten. Die subjektive unter dem Mikroskop kontrollierte Endpassgenauigkeit war nach dem Aufpassen allerdings optimal.

Nur bei Charge Nummer 1 und 10 konnte subjektiv kein optimales Ergebnis, trotz weiteren Aufpassens, erzielt werden. Diese wurden jeweils mit einer anderen Charge gesintert wo es nicht zu Passungsungenauigkeiten gekommen war. Es konnte daher kein Zusammenhang festgestellt werden. Die Arbeitszeit belief sich auf circa 20 Minuten für vier Einzelkäppchen einer Charge (11, 13, 15 und 17).

3. Material und Methode

3.3.7 Zementieren der Brücke

Vor weiteren Schritten wurden alle Pfeiler vom Modellsockel entfernt und dieser für die spätere Schnittprobenherstellung mit Drysept (Steffens) gegen Gips isoliert .

Um die fertig aufgepasste Brücke zu zementieren wurde ein Glasionomerkement (Ketac-Cem- Aplicap, 3M Espe/ Seefeld) verwendet. Pro Brücke wurde mit Hilfe einer zweiten Person zwei Maxi Caps gleichzeitig für zwei Sekunden aktiviert (Maxicap Aktivator) und mit einem dafür vorgesehenen Mischgerät (Rotomix) für zehn Sekunden angemischt. Mit Hilfe eines Maxi-Cap-Applikators wurde von einer Person jeweils eine kleine Menge in die Pfeilerkäppchen appliziert und diese von der zweiten Person mit einem Einmalpinsel leicht verstrichen. Die Brücke wurde dann mit leichtem Druck auf das Modell gesetzt und in einer speziellen Hilfsvorrichtung mit 50 N belastet. Nach der empfohlenen Aushärtezeit von 7 Minuten wurden die Überschüsse mit einer Sonde und einem Scaler entfernt. Es wurde immer dieselbe Person zu Hilfe gebeten um diesen sehr anwenderabhängigen Vorgang möglichst zu optimieren.

Die Einzelkäppchen wurden ebenfalls mit Ketac Cem befestigt, wobei hier jeweils zwei Käppchen gleichzeitig zementiert wurden. Auch bei diesem Vorgang wurde wieder dieselbe Person hinzugezogen und dieselbe Zementierhilfe verwendet.



Abb.:24 Zementierte Einzelkäppchen auf Sägeschnittmodell

3. Material und Methode

3.4 Herstellung der Schnittproben.

Im nächsten Schritt wurde die Mitte der Pfeiler mit wasserfestem Stift markiert und auf den Modellsockel übertragen. Das Modell wurde mit Duplierband umwickelt und mit dunklerem Superhartgips der Klasse IV (Octa-Stone, Heraeus, Hanau, Deutschland) eingebettet. Nach der Aushärtezeit und Entfernung des Bandes konnte das eingebettete Modell mit dem Sockel bündig getrimmt werden und die Anzeichnungen auf den Einbettgips übertragen werden.

Nach Entfernung der Pins, wurde der Brückenblock mit einer Trennscheibe (Proxxon Micromot, diamantiert, 38 X 0,6 mm) in vier Teile geteilt. Dabei entstanden zwei Frontblöcke mit jeweils den beiden Incisivi und Canini als Pfeiler und den beiden Brückengliedern sowie zwei Blöcke mit jeweils beiden Prämolaren und Molaren als Pfeiler und den Brückengliedern. Diese Blöcke wurden zugetrimmt und so in die Haltevorrichtung des Trenngeräts eingebracht, dass die angezeichnete Linie parallel zur Trennscheibe verlief und somit ein achsenparalleler Schnitt durch den Pfeiler entstand. Ohne den Block aus der Haltevorrichtung zu entfernen wurde ein zweiter Schnitt parallel dazu angefertigt, sodass eine circa 5 mm dicke Scheibe mit dem in oro-vestibulärer Richtung geschnitten Pfeiler entstand.

Jeder Schnitt wurde sofort mit wasserfestem Stift beschriftet um eine genaue Zuordnung zu der Chargennummer und dem Quadranten zu gewährleisten.

Bei den Einzelkappchen wurde der Sockel ebenso mit Drysept gegen Gips isoliert und danach die Mitte der Pfeiler mit wasserfestem Stift übertragen. Das Modell wurde mit Dublierband umwickelt und mit Superhartgips eingebettet. Danach wurden die Schnittproben wie bei den Brücken hergestellt.

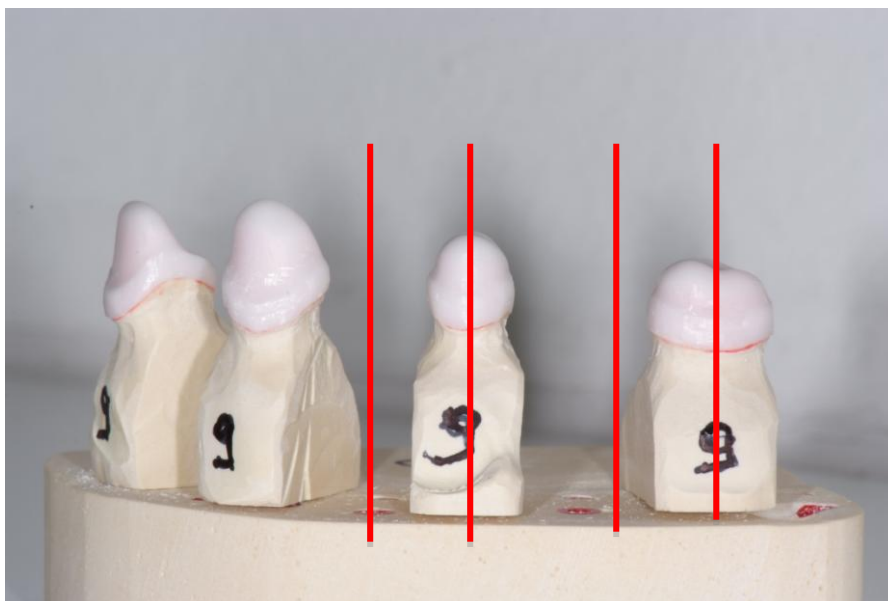


Abb.25: Schnittführung von vestibulär

3. Material und Methode

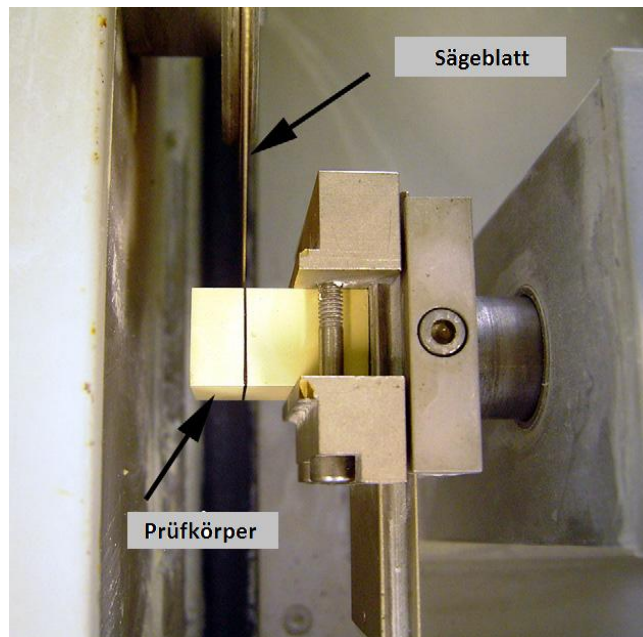


Abb.26: Trenngerät zur Schnittprobenherstellung

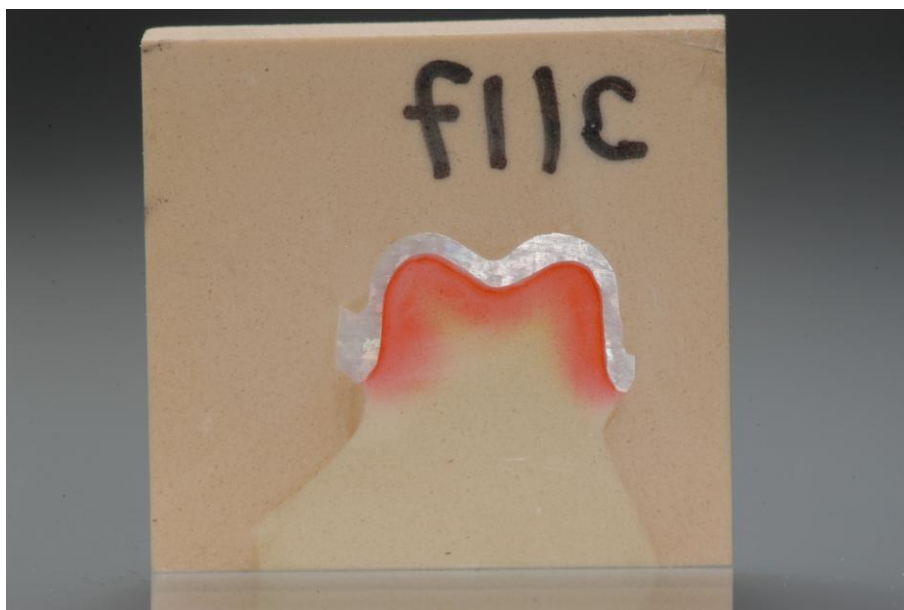


Abb.27: Schnittprobe

3.5 Vermessen des Randspalts mit dem Lichtmikroskop

Alle Schnitte wurden im Lichtmikroskop (Axioskop 2, Carl Zeiss AG, Oberkochen) mit fünfzigfacher und zweihundertfacher Vergrößerung dargestellt.

Es wurde darauf geachtet eine möglichst senkrechte Perspektive auf die Schnittproben zu wählen, um Fehler durch Verzerrung oder Unschärfe zu vermeiden.

Die so gewonnenen Bilder wurden mit Hilfe einer fest installierten Kamera (Fine

3. Material und Methode

Pix S1 Pro, Fujifilm Photo Film Europe GmbH/ Düsseldorf) über dem Mikroskop aufgenommen und direkt mithilfe einer Software (Camera Shooting Software, Fujifilm Photo Film Europe GmbH/ Düsseldorf) auf den Computer übertragen. Es wurden je nach Zahn 5-6 Bilder in fünfzigfacher Vergrößerung und 2 in zweihundertfacher Vergrößerung angefertigt. Diese Bilder wurden benannt um eine genaue Zuordnung der zu dem Schnitt zu erhalten. Die Vermessung wurde mit dem Programm Optimas 6.5 (Media Cybernetics, Silver Spring, USA), welches eigens zur Verwendung von Randspaltvermessungen entwickelt wurde durchgeführt. Es wurde ein Bild in das Programm geladen und nach Eingabe des Vergrößerungsfaktors des Mikroskops per Mausklick Punkte an beiden Seiten des Zementspaltes festgelegt. Das Programm errechnet durch die Fällung von Loten der beiden gesetzten Punkte den Abstand des Zementspaltes. Die Werte werden als Textdatei gespeichert und diese wird nach dem zugrundeliegenden Foto benannt um die Werte einwandfrei zuordnen zu können.

Der Zementspaltbereich wurde zur besseren Übersicht in 4 Typen unterteilt.

Typ I umfasst alle Messwerte der gesamte Hohlkehle (Punkt der stärksten Krümmung bis zum marginalen Randspalt).

Typ II beinhaltet die Messwerte der gesamten labialen bzw. palatinalen Fläche (von dem Punkt der stärksten Krümmung der Hohlkehle bis zu dem Punkt der stärksten Krümmung der abgeschrägten Höcker)

Typ III entspricht der gesamten okklusalen Fläche (Werte zwischen den beiden Punkten der stärksten Krümmung der abgerundeten Höcker)

Diese 3 Typen wurden in fünfzigfacher Vergrößerung vermessen.

Typ IV umfasst die Werte des marginalen Randspaltes in zweihundertfacher Vergrößerung aufgenommen.

Auf diese Weise wurden pro Zahn Messwerte aller 4 Typen jeweils vestibulär und palatinal erstellt. Alle Werte der jeweiligen Typen wurden gemittelt und konnten so miteinander verglichen werden.

3. Material und Methode

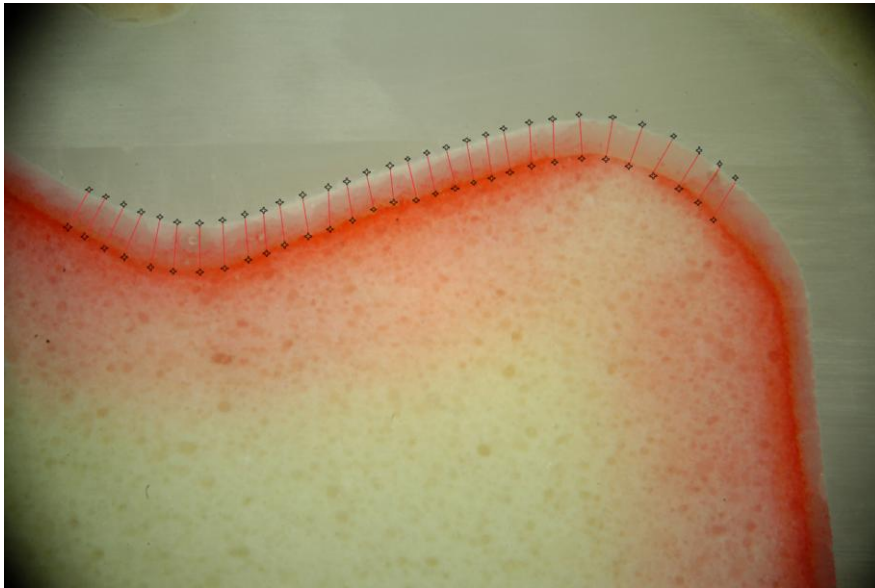


Abb.28: Randspaltvermessung Typ III

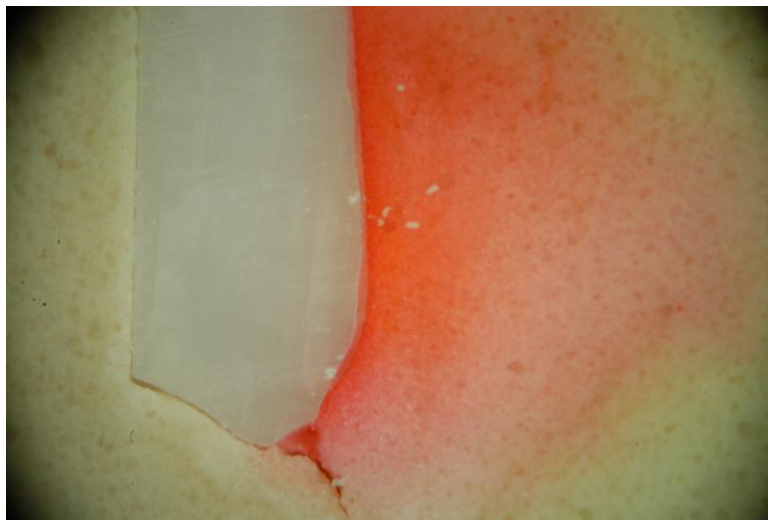
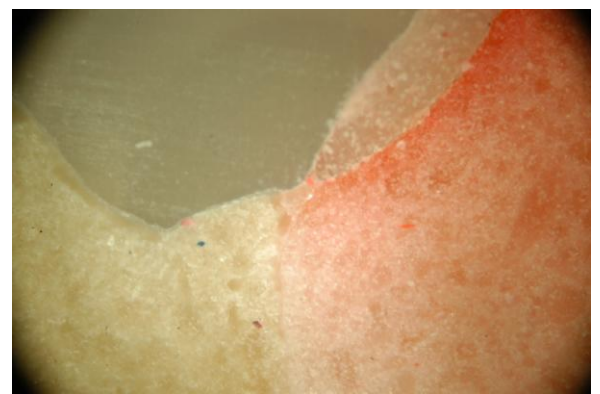


Abb.29: Randspaltvermessung Typ I vestibulär



*Abb.30: Randspaltvermessung Typ IV pal.
200-fache Vergrößerung*



*Abb.31: Randspaltvermessung Typ IV vest.
200-fache Vergrößerung*

3. Material und Methode

3.6 Statistische Auswertung:

Die so erhaltenen Messwerten wurden als Textdateien vom Optimas 6.5 gespeichert und zur statistischen Auswertung in das SPSS (Version 12.0, SPSS Inc./ Chicago USA) Programm importiert. Es wurden für jeden Zahntyp und Vermessungstyp (Beispiel: Zahn 21 Typ I) Mittelwerte und Standardabweichung sowie maximalster und minimalster Wert berechnet. Diese Werte wurden in Tabellen zusammengefasst und in Boxplots graphisch dargestellt.

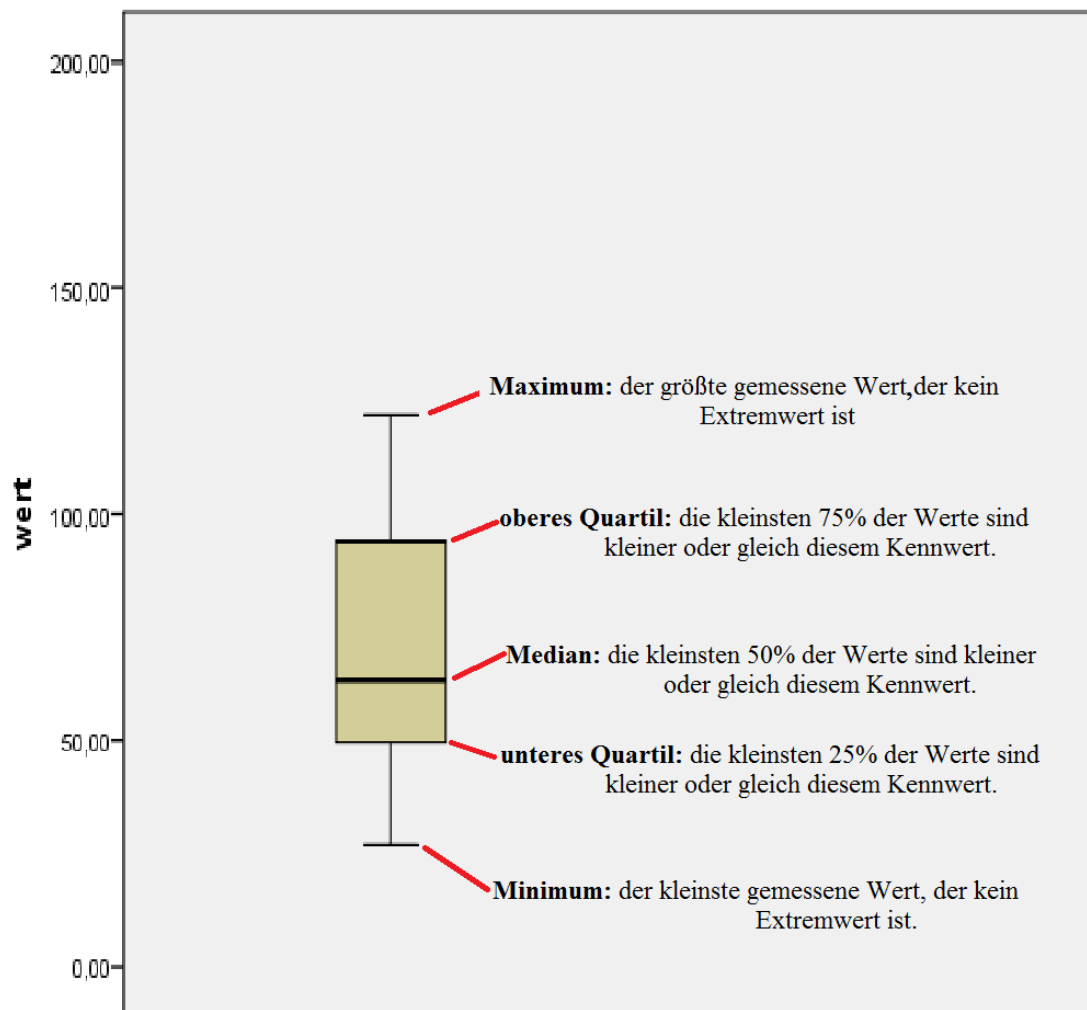


Abb.32 Statistische Darstellung der Werte

Es folgte die Auswertung der Ergebnisse mit einem statistischen Signifikanztest, um die Passgenauigkeit der einzelnen Brücken einerseits untereinander, andererseits mit dem Einzelzahnrestorationen zu vergleichen.

Die Signifikanzwahrscheinlichkeit p wurde mit dem parameterfreien U-Test nach Mann und Whitney bestimmt. Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

3. Material und Methode

Zuerst wurde der Vergleich der Passgenauigkeiten der Brücken zu den Einzelzahnrestorationen ausgewertet. Hierzu wurde der jeweilige Mittelwert eines Randspalttyps eines Zahnes aller zehn Brücken, mit dem korrelierenden Mittelwert aller zehn Einzelzahnrestorationen verglichen. Es wurden zum Beispiel der errechnete Mittelwert des Zahnes 21 Typ I der Brücken mit demselben Mittelwert der Einzelzahnkappchen gegenübergestellt. Desweiteren wurden, um das Sinterverhalten der großen 14-gliedrigen Brücken besser beurteilen zu können, Signifikanztests zum Vergleich der Randspaltwerte vestibulär gegen palatinal durchgeführt. Hierzu wurden die Mittelwerte eines Zahnes mit dem jeweiligen Vermessungstyp aller zehn Brücken sowohl vestibulär als auch palatinal errechnet und miteinander verglichen. Hier erhoffte man sich durch die genaue Untersuchung der inneren und marginalen Passung eine Aussage über das Verhalten der Zirkonoxidkeramik im Sinterofen treffen zu können und dadurch Kenntnisse über die ideale Sinterlagerung dieser Brücke zu erzielen.

3. Material und Methode

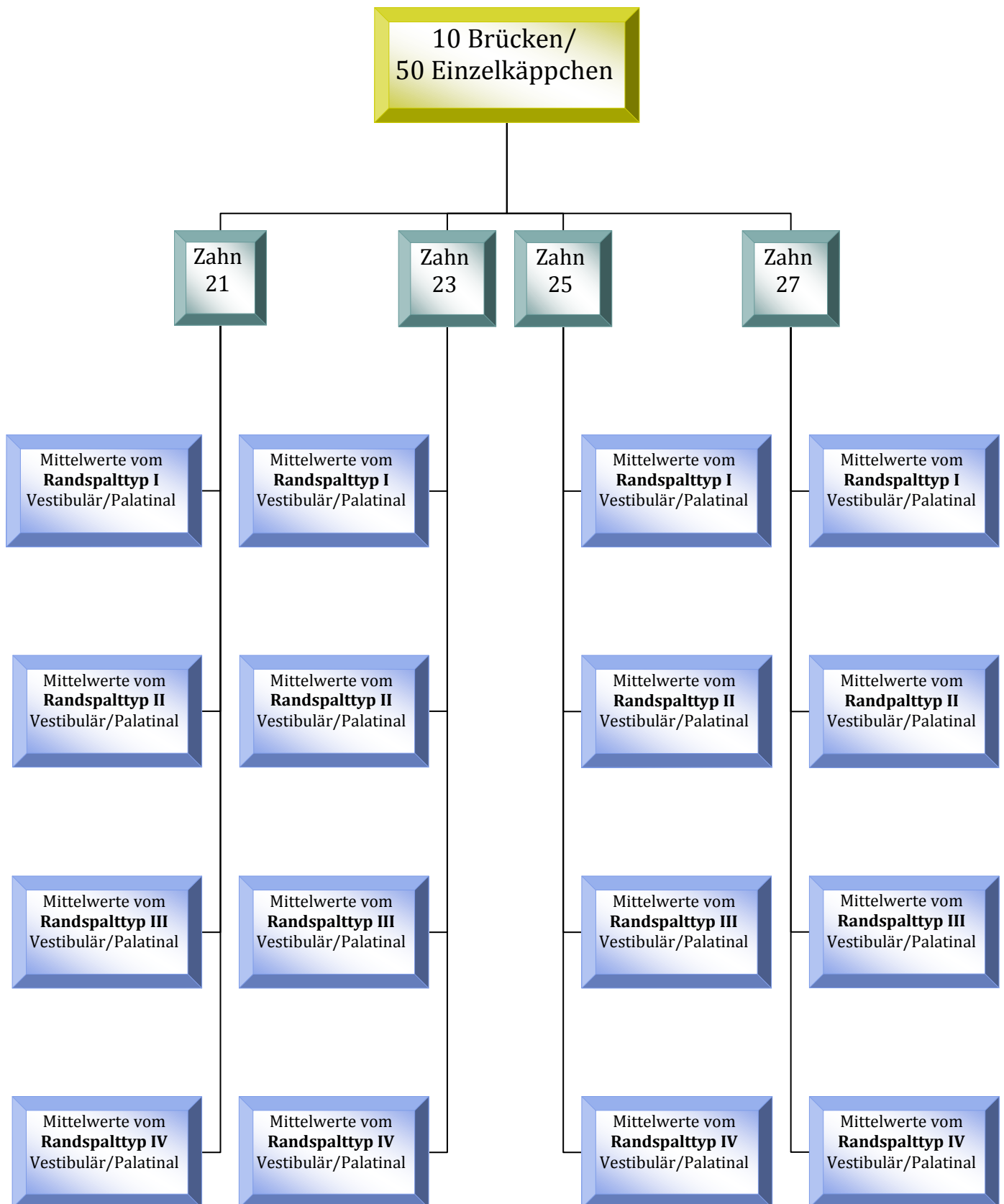


Abb.33: Graphische Darstellung der Randspaltvermessung

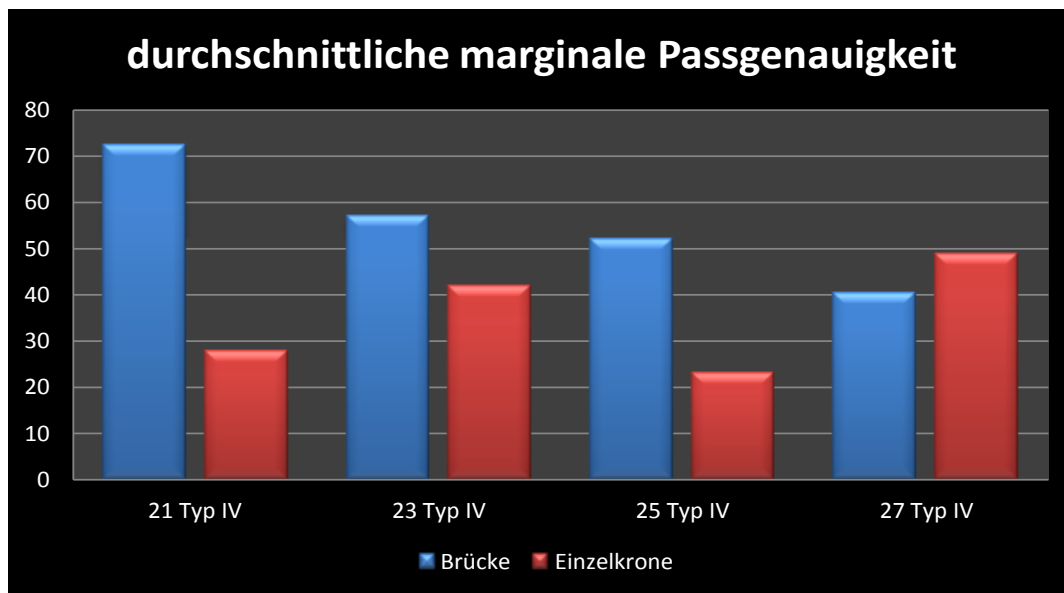
4. Ergebnisse:

Insgesamt wurden 53322 Messwerte ermittelt, wobei 12612 davon auf die Einzelkappchen fielen. Da bei jedem einzelnen Typen nicht exakt gleich viele Messwerte ermittelt werden konnten, wurden die Werte pro Zahn und Typ gemittelt.

Die Mittelwerte wurden zur statistischen Auswertung herangezogen und so konnten jeweils die Passgenauigkeit pro Zahn und Typ und Art der Restauration (Brücke → BRÜCKE oder Einzelkappchen → EINZEL) ermittelt werden. Es erfolgten Signifikanztests um die Einzelkappchen mit den Brückenpfeilern zu vergleichen und Signifikanztests um die Passgenauigkeit vestibulär und palatinal miteinander zu vergleichen und eventuelle Verzüge der Brücke während des Sintervorgangs zu ermitteln.

Während die Auswertung der Typen I-III die innere Passung einer Restauration widerspiegelt, ermittelt der Typ IV die marginale Passgenauigkeit, den Randschluss der Krone.

4.1 Überblick über die marginale Passgenauigkeit:



*Tabelle (Tab.) 1: Auswertung der marginalen Passgenauigkeit ohne Unterschied vestibulär/palatinal
(Zahlenangabe in µm)*

4.2 Passgenauigkeit der Brücken und der Einzelkronen im Vergleich

Zuerst wurden die Randspaltwerte der Einzelkronen mit denen der Brücken pro Zahn und Typ verglichen. Hier zeigt ein Signifikanzwert von $p < 0,05$ einen deutlichen Unterschied der Passgenauigkeit zwischen den zu vergleichenden Pfeilern. an.

<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>p-Wert</u>
	BRÜCKE	BRÜCKE	<u>EINZEL</u>	<u>EINZEL</u>	
21 TYP I	72,8	117,9	62,8	97,9	0,250
21 TYP II	73,2	155,5	56,2	130,3	0,124
21 TYP III	137,5	111,0	128,7	120,2	0,311
21 TYP IV	38,1	106,0	27,9	27,4	0,002
23 TYP I	102,4	66,4	69,8	75,8	0,156
23 TYP II	110,8	90,9	71,7	145,9	0,559
23 TYP III	155,5	70,7	128,7	138,4	0,138
23 TYP IV	48,2	65,9	39,1	44,0	0,324
25 TYP I	119,0	52,4	72,6	82,6	0,469
25 TYP II	138,0	50,7	77,8	75,8	0,155
25 TYP III	144,9	183,6	144,8	143,8	0,045
25 TYP IV	72,2	31,3	27,6	18,4	0,004
27 TYP I	85,2	60,0	98,1	80,3	0,074
27 TYP II	89,9	45,9	70,9	98,6	0,093
27 TYP III	149,0	173,2	222,9	191,1	0,005
27 TYP IV	42,8	37,6	78,0	19,7	0,548

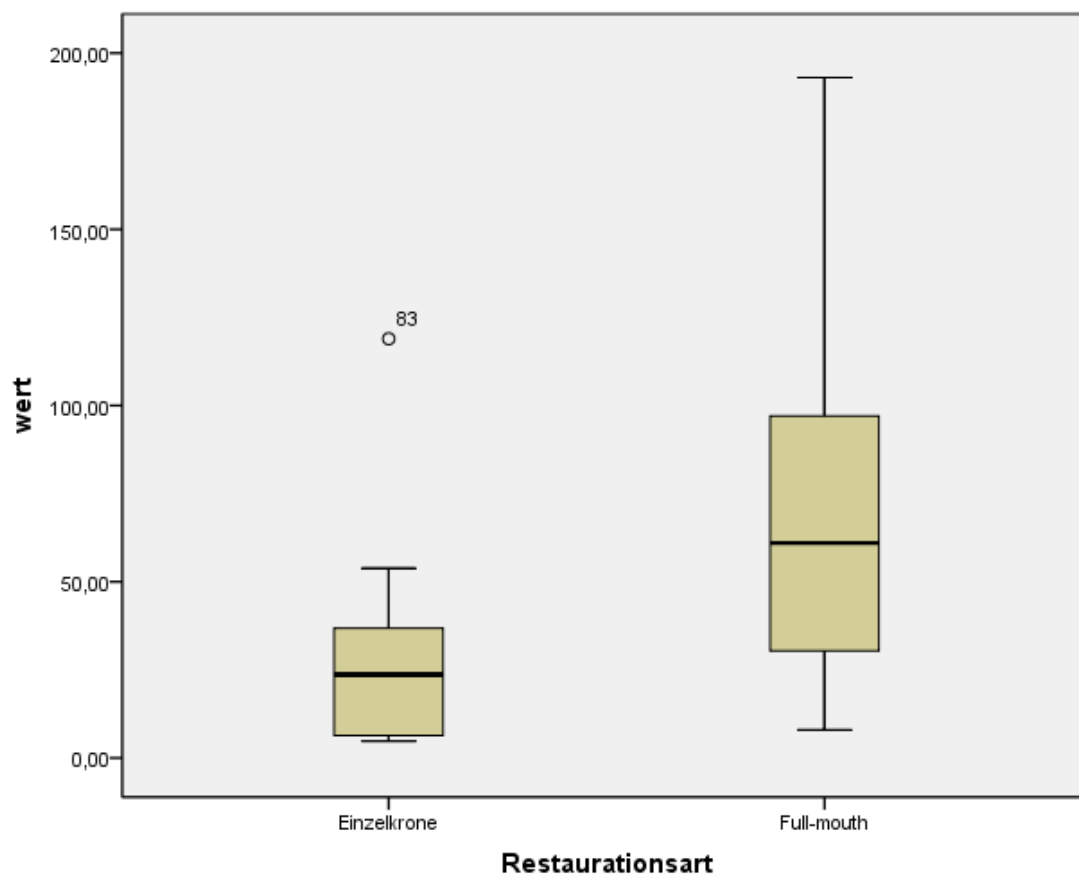
Tab. 2: Auswertung der Passgenauigkeit Brücke gegen Einzelkappchen mit Unterscheidung zwischen Zahntyp, Randspalttyp und Ort der Messung

Zahn 21 Typ IV:

Die Ergebnisse dieses Vergleichstestes zeigen, dass die Zementspaltbreite der Brücken sich nicht sehr stark von denen der Einzelkronen unterscheidet. In lediglich drei Typen konnten signifikante Unterschiede der Werte dargestellt werden. Dies spricht für eine gute Passgenauigkeit der 14-gliedrigen Brücken.

Am Zahn 21 im Typ IV ergab der Test einen Unterschied im Sinne einer besseren Passung der Einzelkrone.

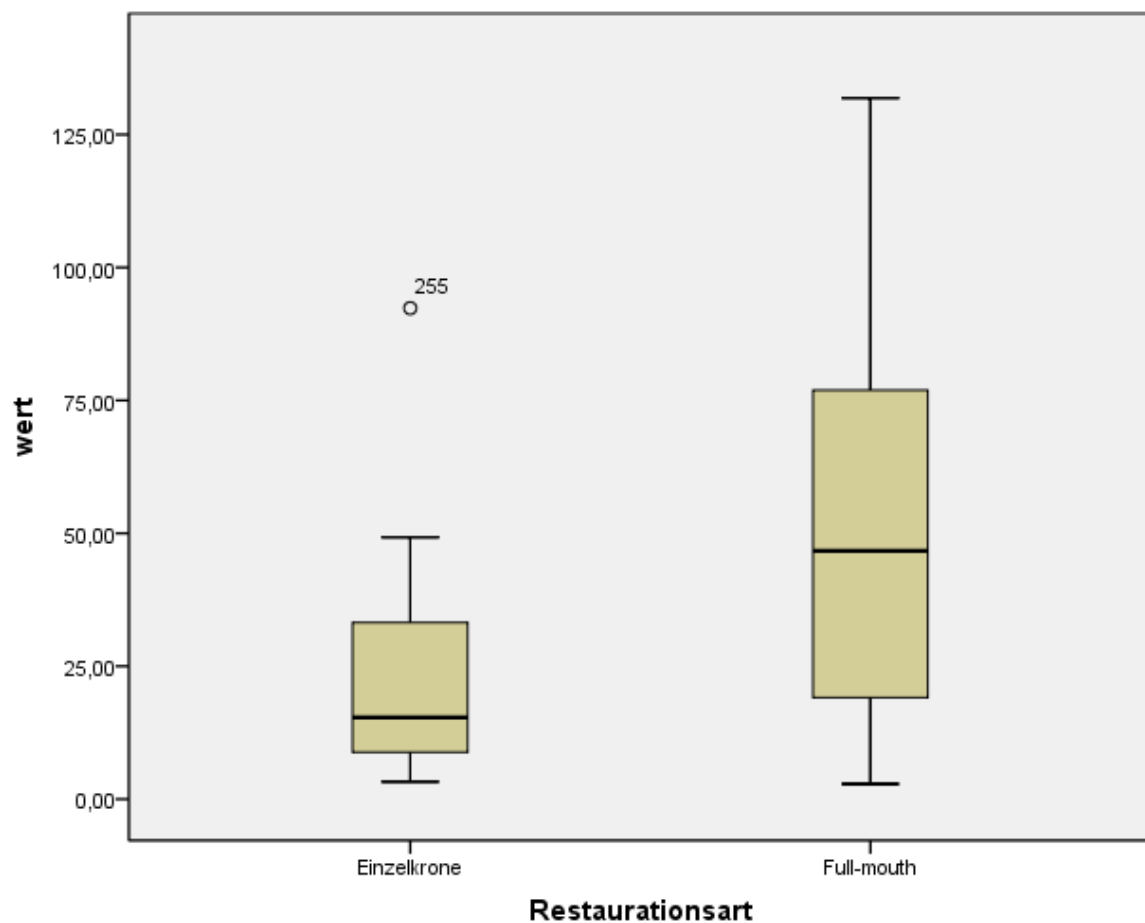
<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>p-Wert</u>
	BRÜCKE	BRÜCKE	EINZEL	EINZEL	
21 TYP IV	38,1	106,0	27,9	27,4	0,002



Zahn 25 Typ IV:

Am Zahn 25 ergab auch der Typ IV einen signifikanten Unterschied der Randspaltwerte zwischen den Brücken und den Einzelkronen.

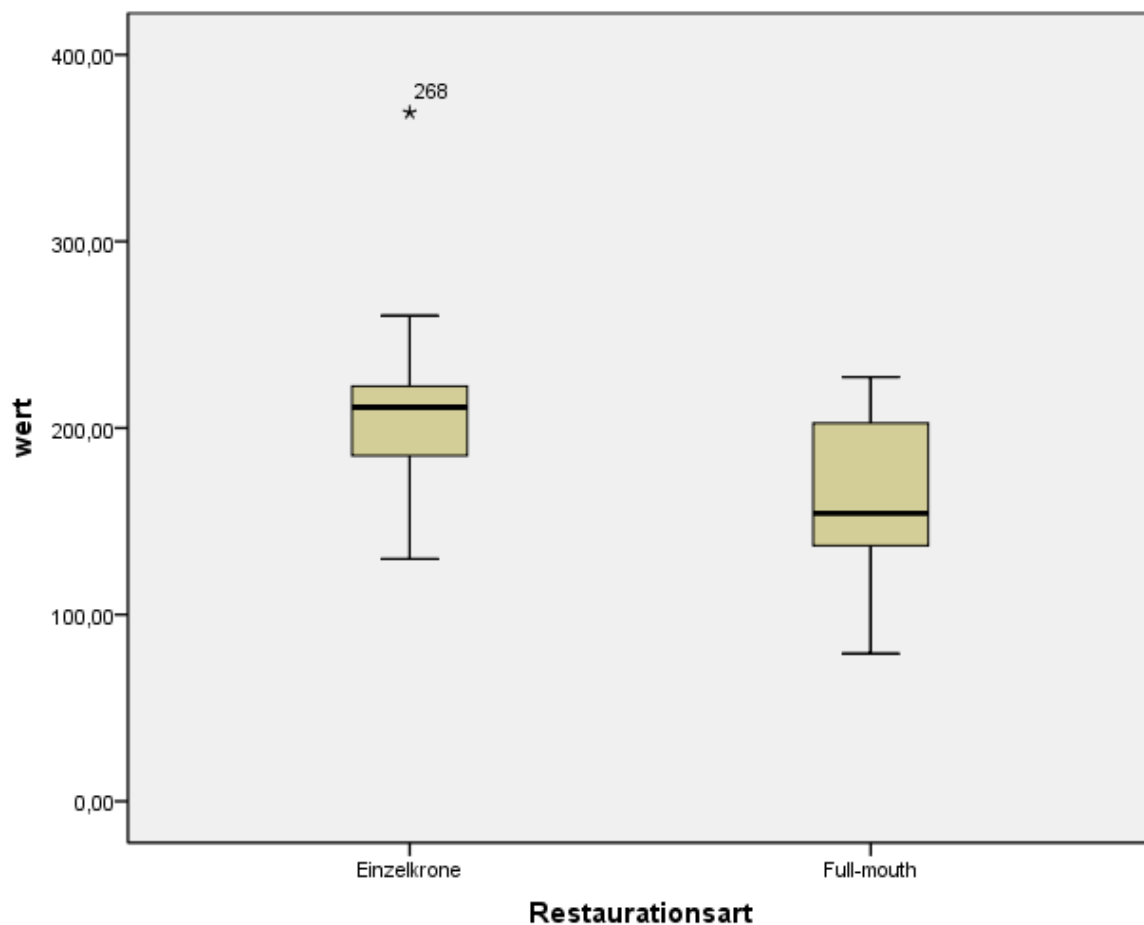
<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>p-Wert</u>
	BRÜCKE	BRÜCKE	EINZEL	EINZEL	
25 TYP IV	72,2	31,3	27,6	18,4	0,004



Zahn 27 Typ IV:

Am Zahn 27 ist ein signifikanter Unterschied am TYP III erkennbar. Hier sind die Werte der Brücke deutlich besser als die der Einzelzahnkronen. Allerdings ist die Zementspaltbreite des Zahnes 27 im Typ III der Einzelkronen ungewöhnlich hoch und schwankt innerhalb der Chargen sehr stark, welches durch eine hohe Standardabweichung von 47,85 deutlich wird. Warum die Werte für den Typ III bei den Einzelkronen so unterschiedlich und hoch ausfallen, lässt sich nur sehr schwer eruieren.

<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>	<u>p-Wert</u>
	BRÜCKE	BRÜCKE	EINZEL	EINZEL	
27 TYP III	149,0	173,2	222,9	191,1	0,005



4.3 Statistische Auswertung der Brücken vestibulär gegen palatinal:

<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert</u> <u>vestibulär</u> <u>µm</u>		<u>Mittelwert</u> <u>palatinal</u> <u>µm</u>		<u>p-Wert</u>
	BRÜCKE		BRÜCKE		
21 TYP I	72,8		117,9		0,003
21 TYP II	73,2		155,5		<0,001
21 TYP III	137,5		111,0		0,139
21 TYP IV	38,1		106,0		0,002
23 TYP I	102,4		66,4		0,001
23 TYP II	110,8		90,9		0,072
23 TYP III	155,5		70,7		<0,001
23 TYP IV	48,2		65,9		0,277
25 TYP I	119,0		52,4		<0,001
25 TYP II	138,0		50,7		<0,001
25 TYP III	144,9		183,6		0,024
25 TYP IV	72,2		31,3		0,006
27 TYP I	85,2		60,0		0,003
27 TYP II	89,9		45,9		<0,001
27 TYP III	149,0		173,2		0,256
27 TYP IV	42,8		37,6		0,672

Tab.2: Statistische Auswertung der Messwerte im Vergleich vestibulär gegen palatinal

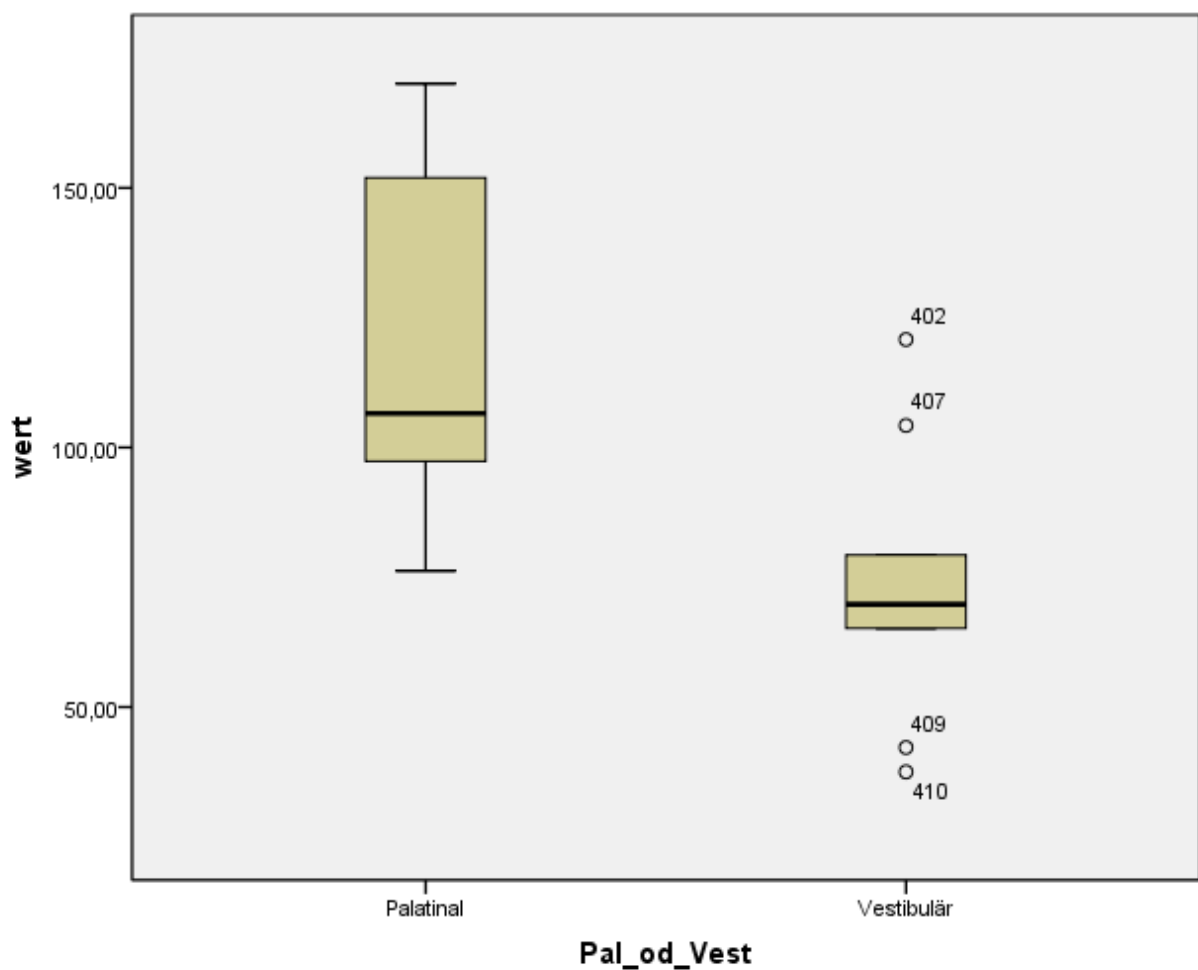
4.3.1 ZAHN 21:

a.) Typ I

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum µm	Maximum µm	Mittelwert µm	Standardabweichung
21 TYP I vest.	10	37,50	120,81	72,8	25,05
21 TYP I pal.	10	76,21	170,08	117,9	33,45

Die Passgenauigkeit ist im Vergleich am Zahn 21 Typ 1 signifikant unterschiedlich ($p = 0,003$). Die Randspaltwerte sind im palatinalen Bereich mit einem Mittelwert von **117,9 µm** deutlich größer als im vestibulären Bereich mit einem Mittelwert von **72,8 µm**.

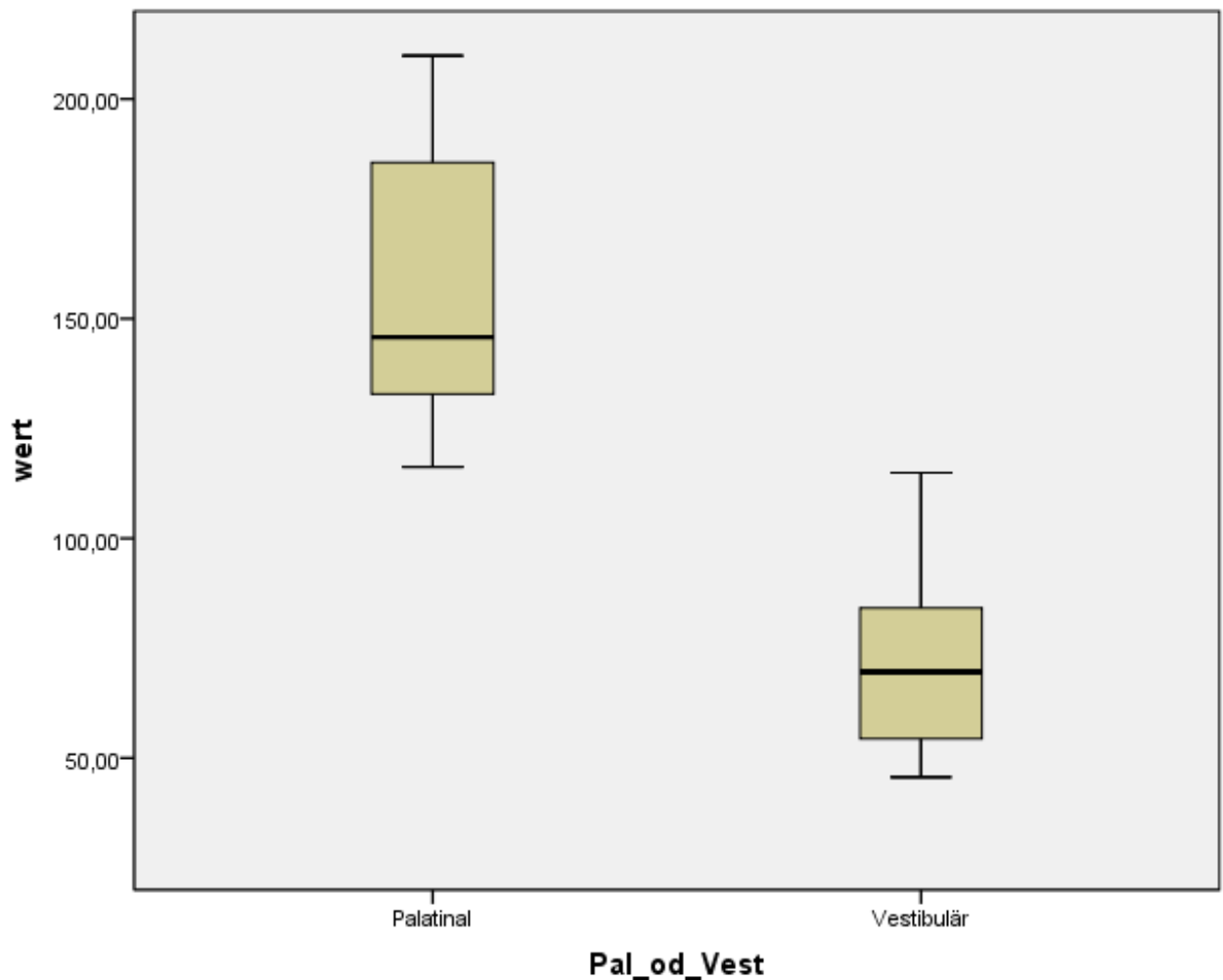


b.) Typ II

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum µm	Maximum µm	Mittelwert µm	Standardabweichung
21 TYP II vest.	10	45,62	114,94	73,2	22,98
21 TYP II pal.	10	116,28	209,88	155,5	31,51

Ebenfalls im Typ II des Zahnes 21 sind die Werte von vestibulär zu palatinal signifikant unterschiedlich. (**p-Wert < 0,001**) Auch hier zeichnet sich der Trend mit deutlich größeren Randspaltwerten für palatinal (**155,5 µm**) als vestibulär (**73,2 µm**) ab.

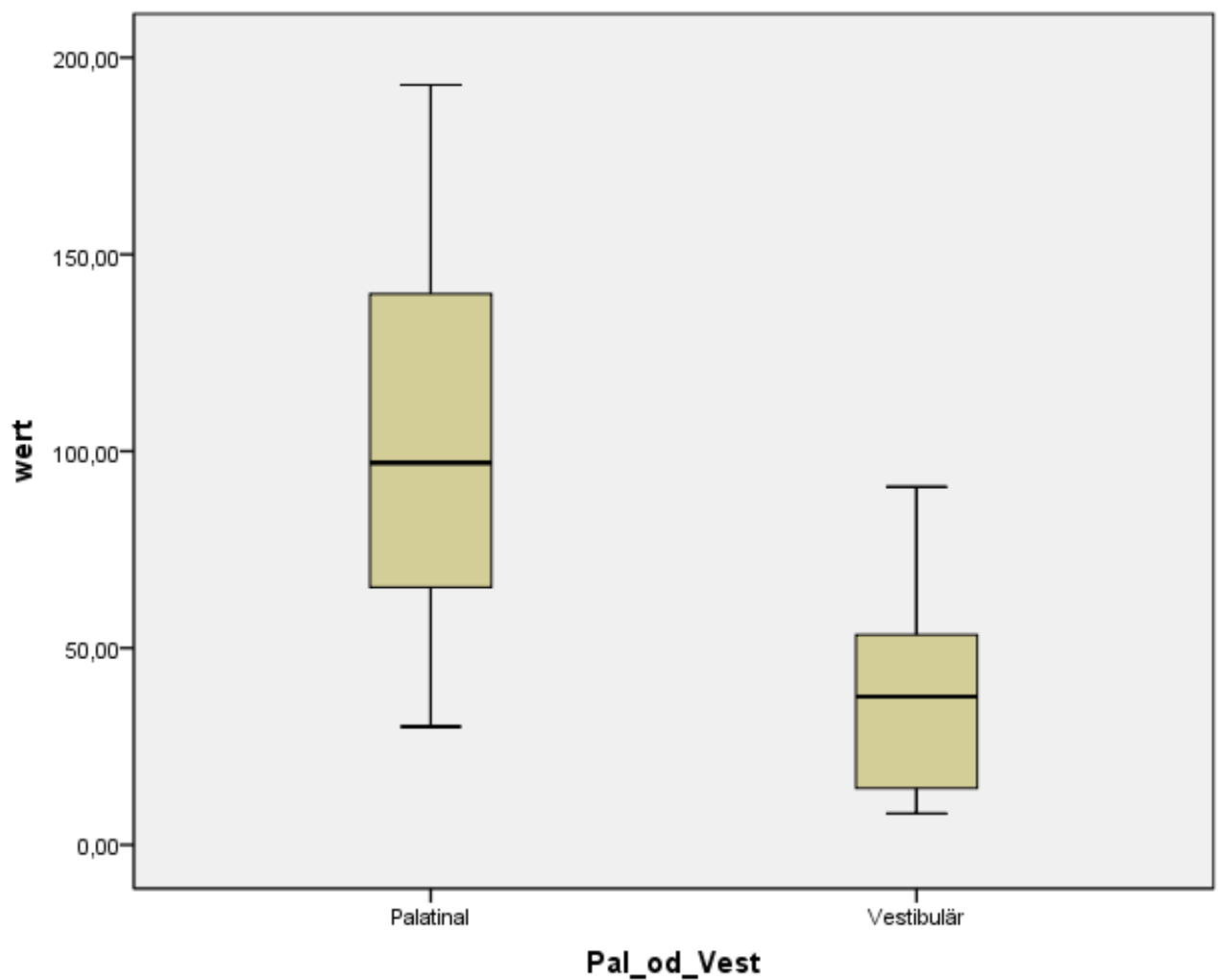


d.) Typ IV

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum μm	Maximum μm	Mittelwert μm	Standardabweichung
21 TYP IV vest.	10	7,95	90,96	38,1	27,36
21 TYP IV pal.	10	30,01	139,02	106,0	52,76

Abschließend für den Zahn 21 lässt sich auch im Typ IV die signifikant bessere Passung im vestibulären (**38,1 μm**) als im palatinalen Bereich (**106,0 μm**) erkennen. (**p-Wert = 0,002**)



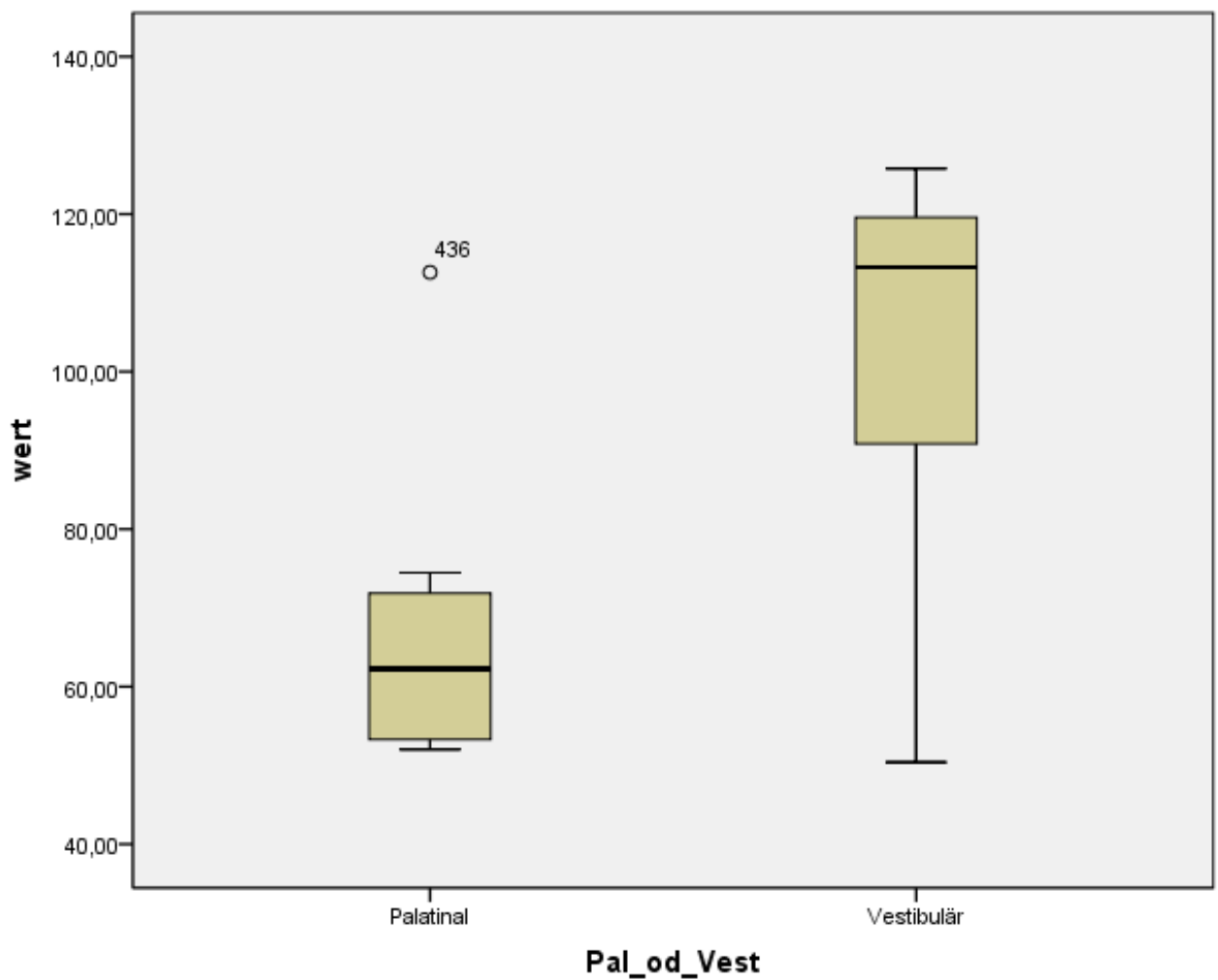
4.3.2: ZAHN 23

a.) Typ I

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum μm	Maximum μm	Mittelwert μm	Standardabweichung
23 TYP I vest.	10	50,39	125,77	102,5	23,36
23 TYP I pal.	10	52,02	112,60	66,4	18,26

Signifikanztests am Zahn 23 ergaben beim Typ I einen signifikanten Unterschied zwischen den vestibulären (**102,5 μm**) und palatinalen (**66,4 μm**) Werten im umgekehrten Sinne gegenüber des Zahnes 21. (**p-Wert = 0,001**) Hier sind die palatinalen Werte deutlich besser als die vestibulären.

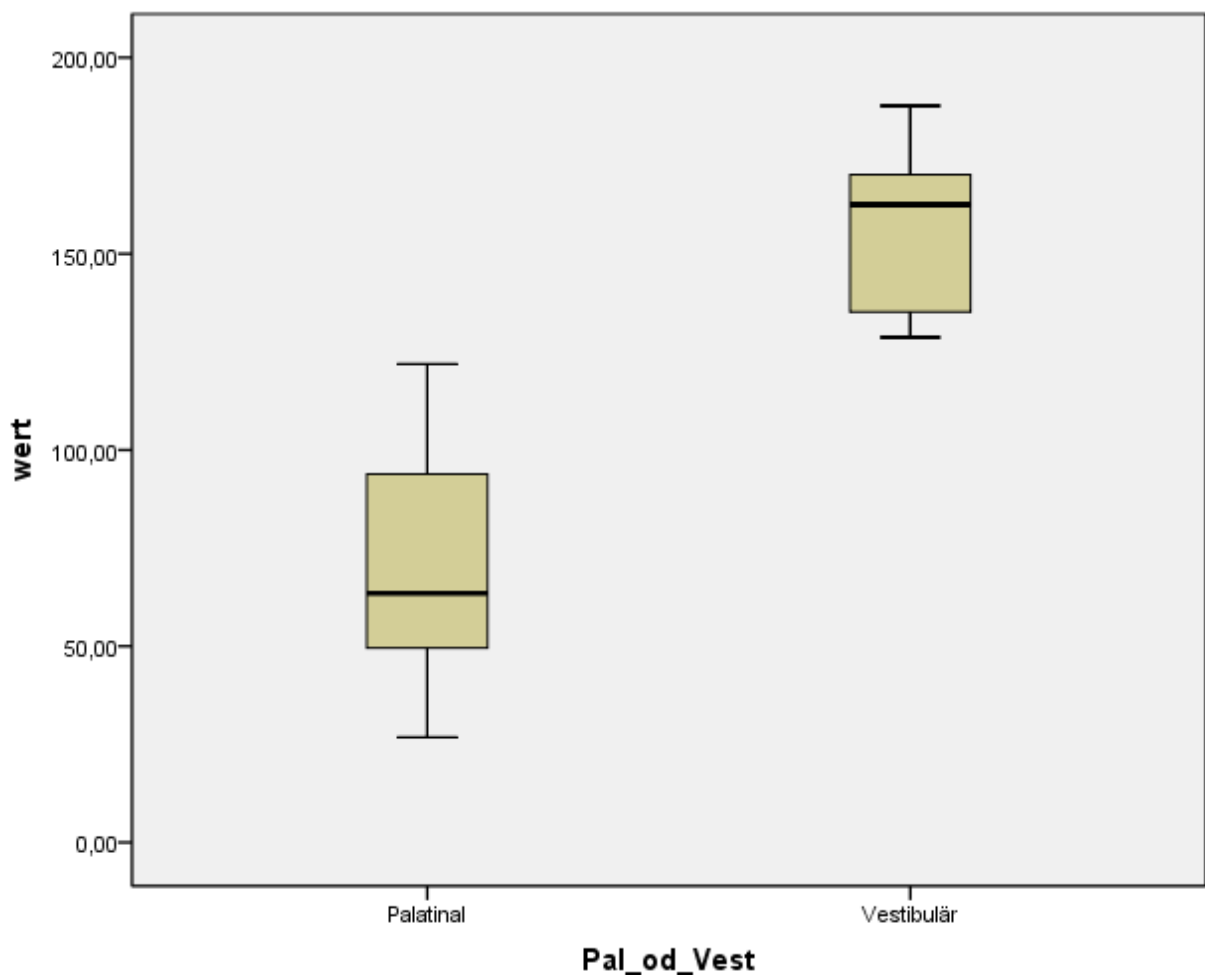


c.) Typ III

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum μm	Maximum μm	Mittelwert μm	Standardabweichung
23 TYP III vest.	10	128,70	187,72	155,6	22,31
23 TYP III pal.	10	26,78	121,88	70,7	31,22

Zwischen den Werten für den vestibulären Randspalt (**155,6 μm**) und dem palatinalen Randspalt (**70,7 μm**) wurde ein signifikanter Unterschied festgestellt. (**p-Wert < 0.001**) Auch hier werden der vestibulären Seite schlechtere Werte als der palatinalen zugeordnet.



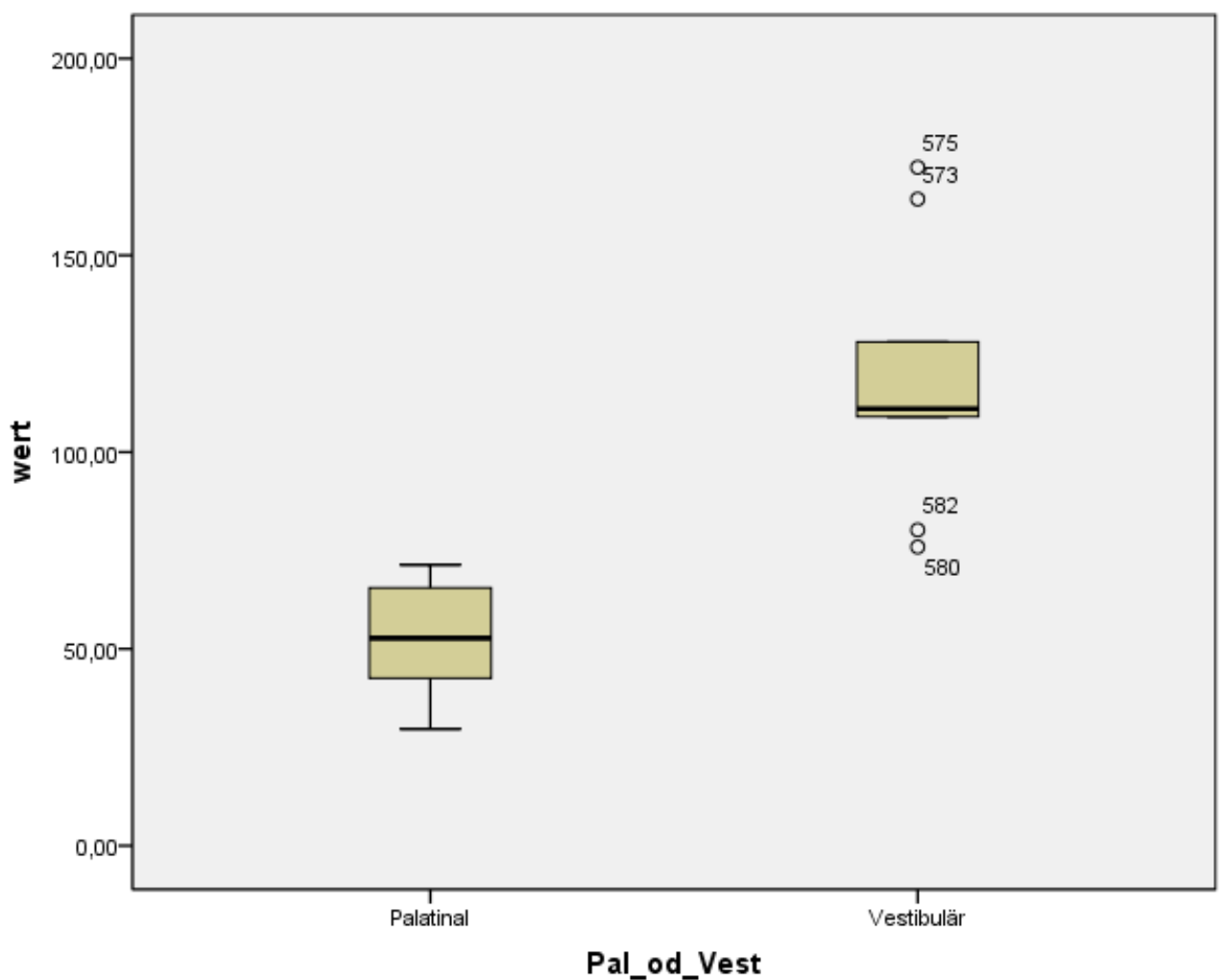
4.1.3: ZAHN 25

a.) Typ I

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum µm	Maximum µm	Mittelwert µm	Standardabweichung
25 TYP I vest.	10	75,92	172,36	119,0	32,76
25 TYP I pal.	10	29,65	71,33	52,4	14,18

Der Signifikanztest hat am Zahn 25 für den Typ I einen signifikanten Unterschied ergeben. Hier sind die palatinalen Werte (**52,4 µm**) gegenüber den vestibulären (**119,0 µm**) deutlich besser. (**p-Wert < 0,001**)

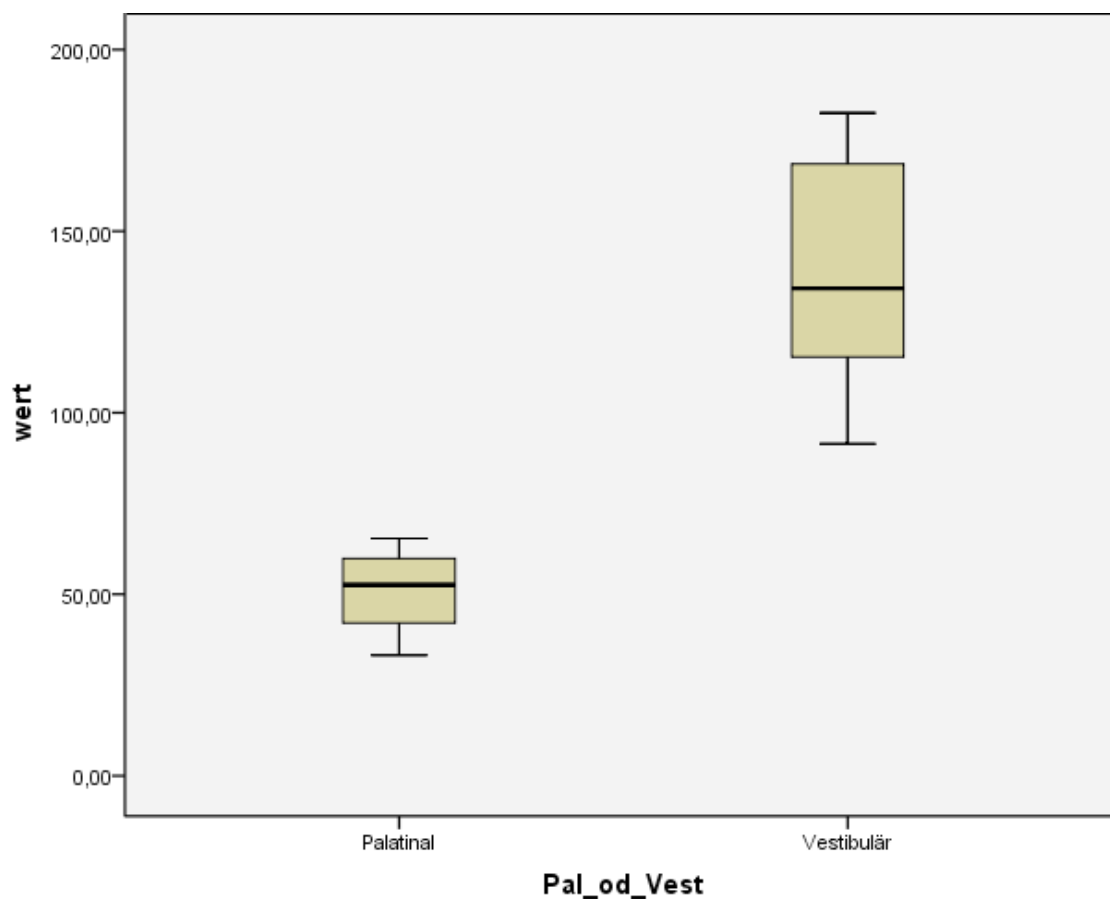


b.) Typ II

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum μm	Maximum μm	Mittelwert μm	Standardabweichung
25 TYP II vest.	10	91,42	182,55	138,0	30,45
25 TYP II pal.	10	33,19	65,40	50,7	11,42

Ebenfalls im Typ II werden signifikante Unterschiede in den Passungswerten zwischen dem palatinalen (**50,7 μm**) und dem vestibulären (**138,0 μm**) Bereich erkannt. (**p-Wert < 0,001**)

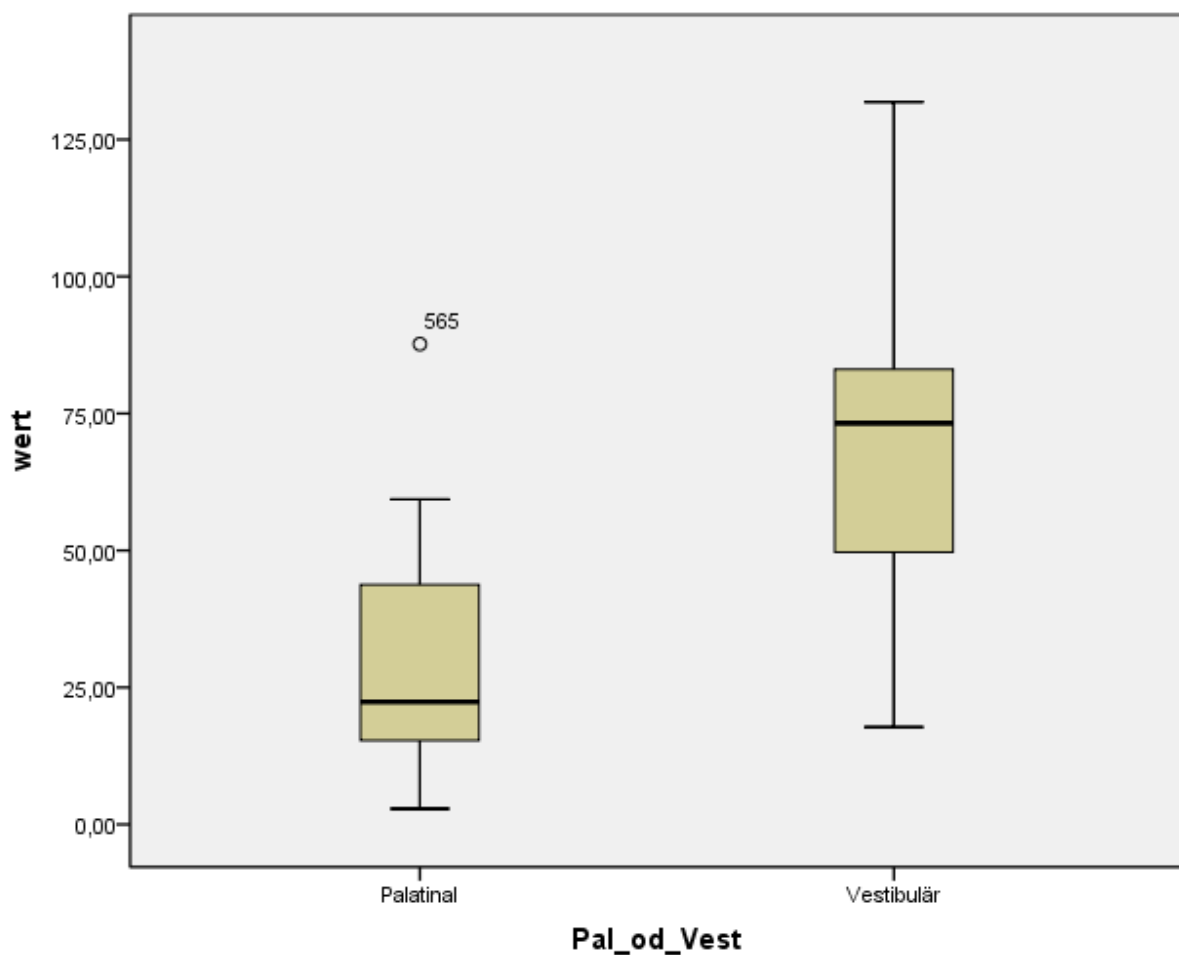


d.) Typ IV

Deskriptive Statistik:

ZAHN; TYP	N	Minimum μm	Maximum μm	Mittelwert μm	Standardabweichung
25 TYP IV vest.	10	17,77	131,82	72,2	33,10
25 TYP IV pal.	10	2,85	87,68	31,3	25,67

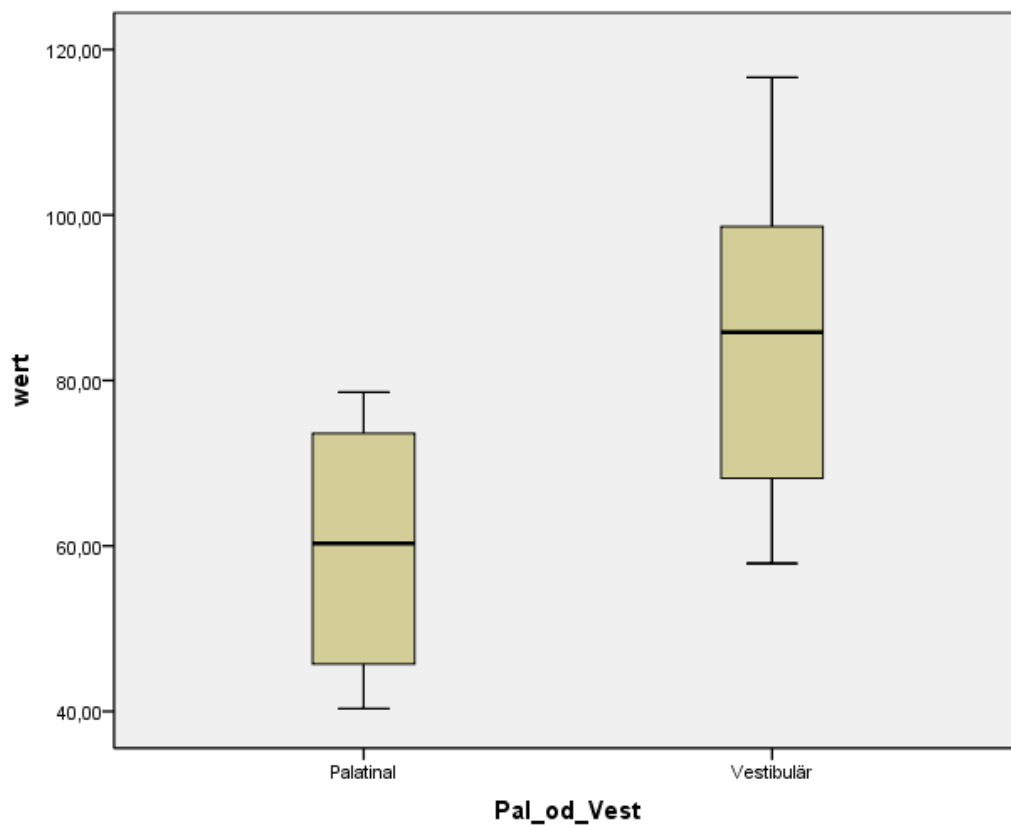
Auch hier zeichnet sich der Trend dieses Zahnes wieder ab. Der palatinale marginale Randspalt ist mit **31,3 μm** deutlich besser als der vestibuläre Randspalt mit **72,2 μm** .
(p-Wert = 0,006)



4.3.4: ZAHN 27a.) Typ I:**Deskriptive Statistik:**

ZAHN; TYP	N	Minimum μm	Maximum μm	Mittelwert μm	Standardabweichung
27 TYP I vest.	10	57,87	116,64	85,2	17,90
27 TYP I pal.	10	40,34	78,59	60,0	14,58

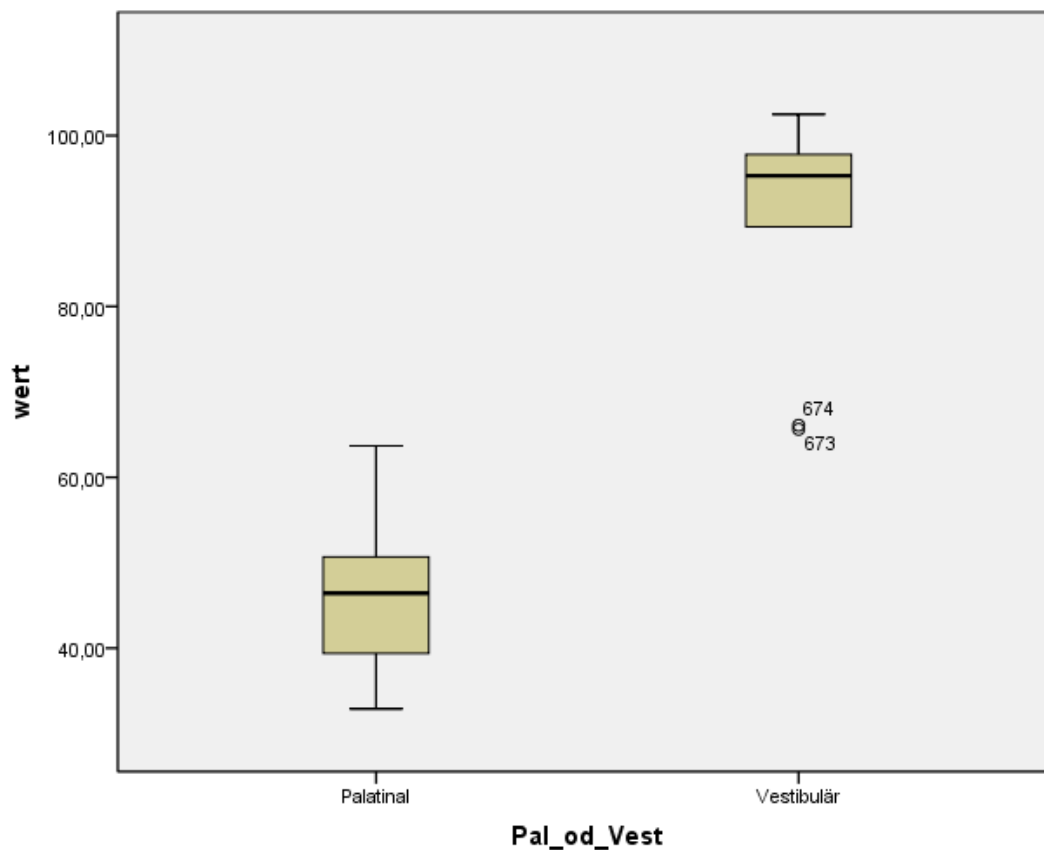
Am Zahn 27 Typ I findet sich ein signifikanter Unterschied zwischen vestibulär (**82,5 μm**) und pal. (**60,0 μm**). (p-Wert = 0,003)



b.) Typ II

ZAHN; TYP	N	Minimum µm	Maximum µm	Mittelwert µm	Standardabweichung
27 TYP II vest.	10	65,62	102,49	89,9	13,24
27 TYP II pal.	10	32,91	63,67	45,9	9,45

Der Signifikanztest am Zahn 27 Typ II hat aufgrund der palatinal besseren Werte (**45,9µm**) als die vestibulären (**89,9µm**) einen signifikanten Unterschied festgestellt. (**p-Wert < 0,001**)



An den beiden anderen Typen ergab der Test keine signifikanten Unterschiede am Zahn 27 zwischen den vestibulären und palatinalen Werten.

4.4 Statistische Auswertung der Einzelkronen vestibulär gegen palatinal

Bei den Signifikanztests der Einzelkronen wurden die Randspaltwerte vestibulär gegen die palatinalen getestet. Ein Signifikanzunterschied von $p < 0,05$ würde einen deutlichen Unterschied der Zementspaltbreite zwischen der vestibulären und der palatinalen Präparationsfläche anzeigen. Bei den Einzelkronen konnten, im Gegensatz zu den Brücken, kaum signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Passungsungenauigkeiten bei den Brücken lassen sich auf den Sinterverzug zurückführen. Insgesamt wird durch den Vergleich der Mittelwerte deutlich, dass durch das Aufpassen der Einzelkronen eine gute Passgenauigkeit im marginalen Randspalt erreicht werden konnte. Besonders im Typ III der Prämolaren und Molaren wurden jedoch recht hohe Zementspaltbreiten gemessen. Die gemessenen Randspaltwerte der Einzelkronen der jeweiligen Chargen weisen jedoch eine hohe Streuung auf, welches an der hohen Standardabweichung der Messwerte verdeutlicht werden konnte. Alle 4 Einzelkronen eines Quadranten wurden zu einer Charge zusammengefasst und mit einer Nummer versehen. Die unterschiedlichen Chargen wurden gemeinsam gefräst und jeweils 3 Chargen gemeinsam gesintert. Es konnten keine Zusammenhänge der Passgenauigkeit zwischen den Chargen und dem Sintervorgang festgestellt werden.

4.4.1 Ergebnisse des Signifikanztestes der Einzelkronen

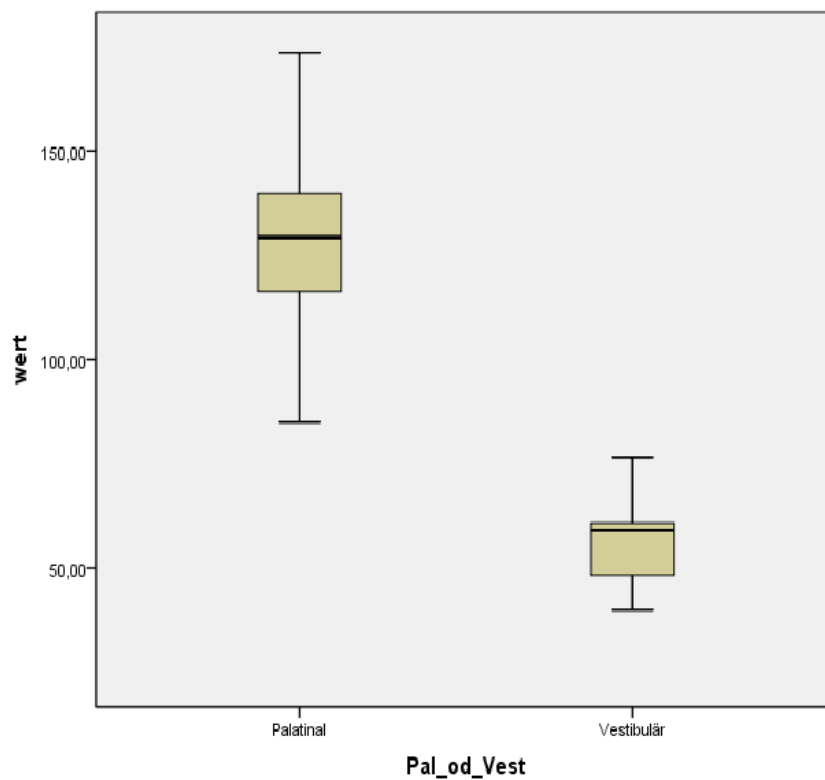
<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert palatinal</u> <u>µm</u>	<u>p-Wert</u>
21 TYP I	62,8	97,9	0,730
21 TYP II	56,2	130,3	<0,001
21 TYP III	128,7	120,2	0,330
21 TYP IV	27,9	27,4	0,968
23 TYP I	69,8	75,8	0,580
23 TYP II	71,7	145,9	0,001
23 TYP III	128,6	138,4	0,619
23 TYP IV	39,1	44,0	0,860
25 TYP I	72,6	82,6	0,335
25 TYP II	77,8	75,8	0,837
25 TYP III	144,8	143,8	0,890
25 TYP IV	27,6	18,4	0,342
27 TYP I	98,1	80,3	0,267
27 TYP II	70,9	98,6	0,044
27 TYP III	222,9	191,1	0,163
27 TYP IV	78,0	19,7	0,020

Tab.3: Signifikanztestübersicht des Vergleichs der Einzelkronen vestibulär gegen palatinal

Es konnten lediglich bei 3 Werten ein signifikanter Unterschied zwischen den vestibulären und palatinalen Zementspaltbreiten festgestellt werden. Innerhalb dieser 4 Werte sind die jeweils vestibulären Randspaltbreiten deutlich geringer als die palatinalen. Bei den Zähnen 21 und 23 ist dies gerade im Typ II auf die deutlich schwierigere geometrische Form der Präparation zurückzuführen. Am Zahn 27 konnte im Bereich des Typ IV ein Unterschied festgestellt werden

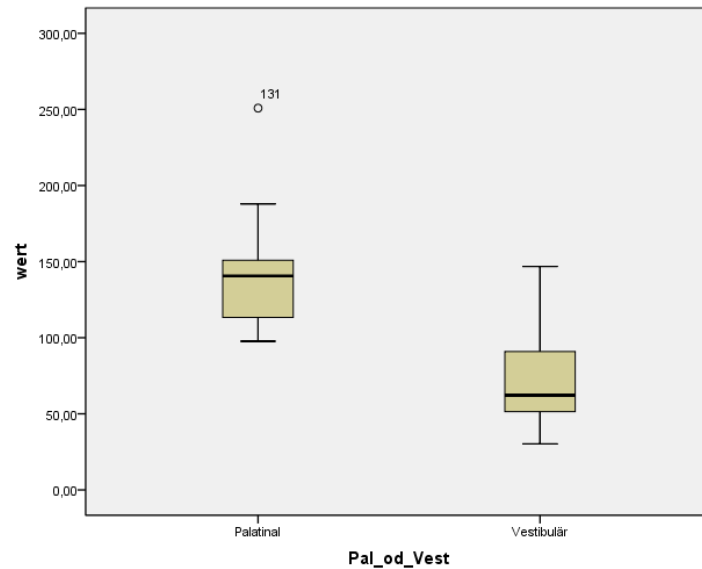
Zahn 21 Typ II:

<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert palatinal</u> <u>µm</u>	<u>P-Wert</u>
21 TYP II	56,2	130,3	<0,001

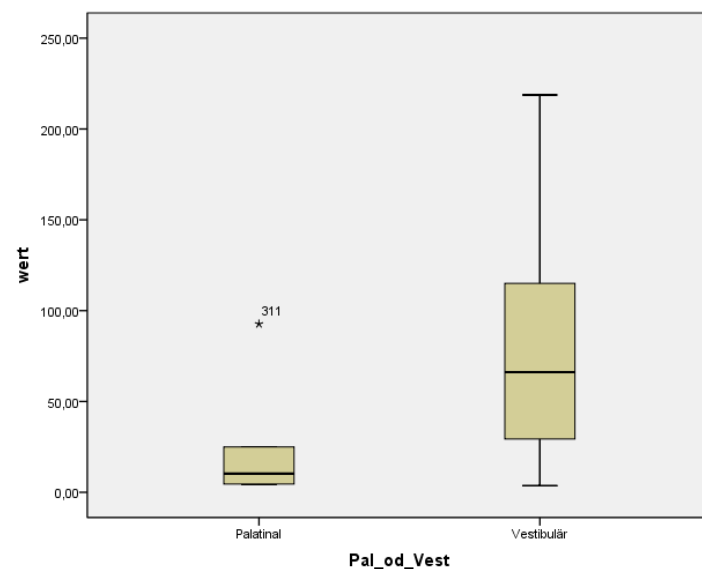


Zahn 23 Typ II:

<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert palatinal</u> <u>µm</u>	<u>P-Wert</u>
23 TYP II	71,7	145,9	0,001

**Zahn 27 Typ IV:**

<u>ZAHN; TYP</u>	<u>Mittelwert vestibulär</u> <u>µm</u>	<u>Mittelwert palatinal</u> <u>µm</u>	<u>P-Wert</u>
27 TYP IV	78,0	19,7	0,020



5.Diskussion

Hochleistungskeramiken gewinnen heute immer mehr an Bedeutung in der ästhetischen Zahnmedizin. Durch ihre herausragenden Eigenschaften kann der keramische Zahnersatz in immer größere Einsatzgebiete vordringen. Gab es anfangs des 21. Jahrhunderts noch kaum Randspaltuntersuchungen oder Bruchfestigkeitstest für Zirkonoxidbrücken, sind wir mit dieser Arbeit bereits 10 Jahre später bei der Herstellung von 14-gliedrigen Brücken angelangt. Zugegebenermaßen ist das Einsatzgebiet von 14-gliedrigen Brücken derzeit noch sehr beschränkt, aber es zeigt uns die Möglichkeiten der CAD/CAM Technologie in Verbindung mit einer Hochleistungskeramik wie Zirkonoxid. Die wichtigsten Parameter für den Langzeiterfolg einer Restauration die Materialeigenschaften, die Bruchfestigkeit, ausgeglichene Kontaktverhältnissen, eine gleichmäßige okklusale und proximale Belastung und auch die Passgenauigkeit. Neben der Randschlussqualität einer Restauration, von der eine Sekundärkaries ausgehen kann, ist auch die ausgeglichene interne Passung für die Stabilität von Bedeutung.[66]

In vitro Untersuchung:

In der Zahnmedizin werden häufig in- vitro Passgenauigkeitsuntersuchungen den in-vivo Untersuchungen wegen ihrer besseren Vergleichbarkeit und Quantifizierbarkeit der Messergebnisse vorgezogen.[84]

Bei der vorliegenden Arbeit wurde eine in-vitro Untersuchung der Passgenauigkeit von 14-gliedrigen CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidbrücken im Vergleich zu Einzelkappchen durchgeführt. Bei der gewählten Untersuchungsmethode wurde nach Präparation eines Zahnes auf einem Modell, eine Restauration mit der zu untersuchenden Fertigungsart hergestellt. Danach wurde der Zahnersatz auf das Gipsmodell zementiert und nach Stabilisierung mit einem Gipssockel in oro-vestibulärer Richtung zersägt. Nach Erhalt der Schnittproben, konnten diese mit Hilfe eines Mikroskops und einer Kamera aufgenommen und am Computer ausgewertet werden.

Es gibt mehrere Methoden den marginalen Randspalt und die innere Passung von Restaurationen darzustellen.

Diese oben genannte Untersuchungsmethode ist für Tests von neuen Maschinen sehr geeignet. Es müssen keine Patienten gefunden werden und es erlaubt den direkten Vergleich von mehreren verschiedenen Systemen an derselben Präparation. Ein Nachteil bei dieser Methode ist, die in Punkt 2.4.2 beschriebene Anfertigung unter idealen Laborbedingungen, die nur schwer auf den klinischen Alltag zu übertragen ist. Als weiterer Nachteil ist die

Zerstörung der angefertigten Restauration zu nennen. Allerdings nutzen viele Studien diese Art von Untersuchungsmethode, wodurch sich eine leichtere Vergleichbarkeit ergibt.

Bei der in Punkt 2.4.2 beschriebenen Replica Methode wird eine Innenabformung mit Silikon angefertigt und unter dem Mikroskop ausgewertet. Der Vorteil dieser Technik ist, dass die Restauration dabei nicht zerstört werden muss.

5.1 Material und Methoden

Es wurden im Rahmen einer weiteren Doktorarbeit an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik Modelle hergestellt mit ideal präparierten Inzisivi, Canini, Prämolaren und Molaren. Von diesem Idealmodell wurde eine Dublierform erstellt und konnte so für beide Doktorarbeiten zur besseren Vergleichbarkeit genutzt werden. Es wurden insgesamt 10 Sägeschnittmodelle für die 14-gliedrigen Brücken und 10 Sägeschnittmodelle eines Quadranten für die Vergleichsgruppe der Einzelkronen hergestellt.

Um die Oberflächenerkennung des Scanners zu optimieren und die Modelle scannen zu können, mussten diese mit Scanspray versehen werden. Es wurde versucht den Spray dünn aufzutragen, um die Passgenauigkeit nicht zu beeinflussen. Das vorbereitete Modell wurde unter Berücksichtigung des Scanfeldes im Scanner mit Kunststoffpins fixiert. Diese korrekte Positionierung nahm einige Zeit in Anspruch, da die Größe des Scanfelds ziemlich genau der Größe des Modells entsprach. Es mussten einige Positionen verändert werden, um das gesamte Modell unter das Scanfeld zu bekommen. Das Programm begann mit einem Übersichtsscan der circa 10 Minuten in Anspruch nahm. Danach wurde jeder Zahnstumpf einzeln gescannt. Dazu mussten alle anderen Stümpfe vom Modell entfernt werden. Dieser Schritt erwies sich als sehr zeitaufwändig, da das Modell unter keinen Umständen dabei bewegt werden durfte. Rutschte es aus der Verankerung, konnte die exakt gleiche Position nicht wieder eingenommen werden und es kam zu Passungenauigkeiten. Der gesamte Scan musste danach wiederholt werden. Des Öfteren mussten kleinere Bereiche nachgesprayt werden, weil das Scanbild an einigen Stellen nicht optimal dargestellt werden konnte. Da das Modell aber nicht mehr aus dem Scanfeld genommen werden durfte, erwies sich das nachsprayen als schwierig. Eine entscheidende Verbesserung bei diesem Arbeitsschritt wird die Verwendung von Scanfähigen Gips sein.

Um die Datenmenge zu reduzieren und somit die Berechnungszeiten zu verkürzen, musste der Scan virtuell getrimmt werden. Wurde dieser Schritt übersprungen vervierfachte sich die Berechnungszeit des Computers. Danach wurden die Art der Konstruktion sowie das Material festgelegt. Die Präparationsgrenzen wurden vom Programm häufig selbständig erkannt und

mussten in nur vereinzelt Fällen manuell nachkorrigiert werden. Der Computer berechnete die Brücke, die danach noch manuell nachbearbeitet werden konnte. Häufig musste die Position der Zwischenglieder, sowie die der Verbinder, korrigiert werden. Dank der virtuellen Tools ist die Bearbeitung der Brücke im CAD Programm sehr übersichtlich und einfach zu handhaben.

Nach Konstruktion der Restauration am Computer wurden die Daten an die Fräsmaschine geschickt. An dieser Maschine wurden die Sinterpins und die Connectoren virtuell angebracht und der Fräsvorgang wurde nach korrekter Wartung und Schleifkörperpositionierung gestartet. Dieser Vorgang nahm für die gesamte Brücke circa 6-8 Stunden in Anspruch. Danach wurden die Connectoren entsprechend der Herstellerangaben mit einer kreuzverzahnten Fräse getrennt. Da die ungesinterte Keramik sehr weich ist, wurde nur mit leichtem Druck gearbeitet, dennoch kam es bei zwei Brücken zu Brüchen in der Keramik.

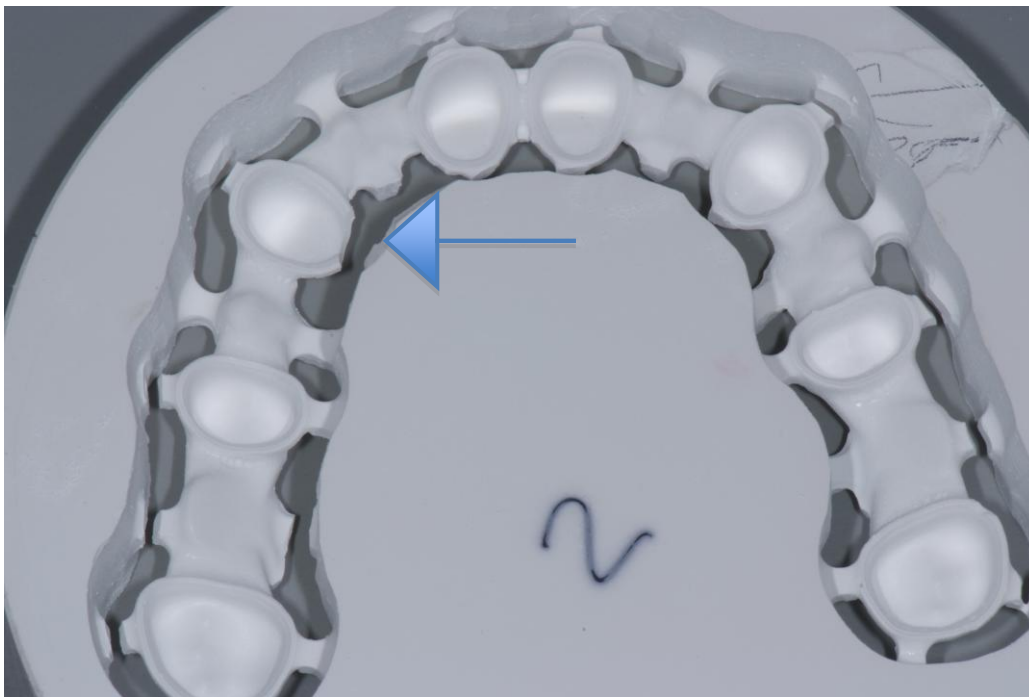


Abb.34: Bruch der ungesinterten Keramik bei Bearbeitung

Ein weiteres wichtiges Kriterium für eine korrekte Schrumpfung ist die Verbindung über Connectoren zum Zirkoniumkörper und dessen Design. Einerseits muss die Brücke in ihrer Form gehalten werden, dabei dürfen andererseits keine zu großen Spannungen auftreten. Hat die Brücke keinen Verbund zum Zirkoniumkörper mehr, fächert sie im Molarenbereich auf und es kann keine Passung mehr erzielt werden.

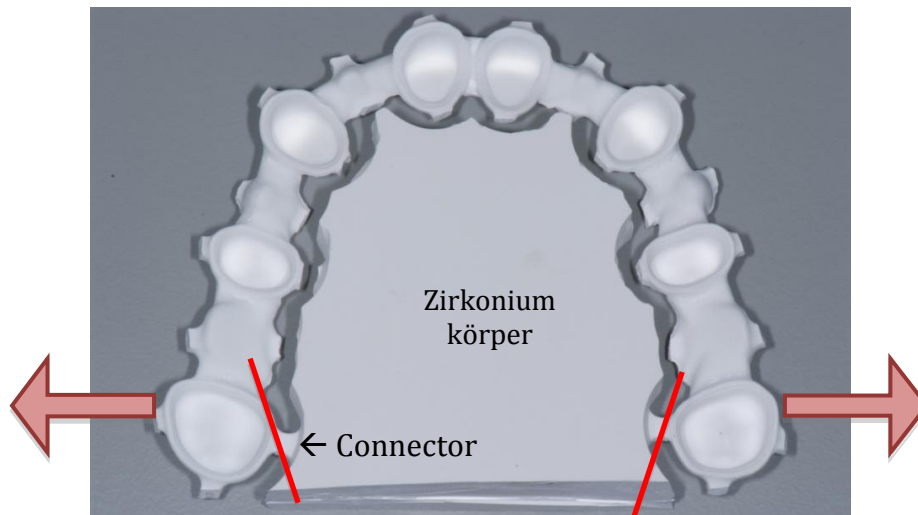


Abb.35: Resultierende Auffächerung des Molarenbereiches bei kompletter Trennung der Brücke vom Zirkoniumkörper

Die Anzahl der verbleibenden Connectoren ist ebenso wichtig. Werden nicht alle Connectoren, ausser der letzten Beiden getrennt, treten zu starke Spannungen auf und es kommt zu Brüchen der Brücken.

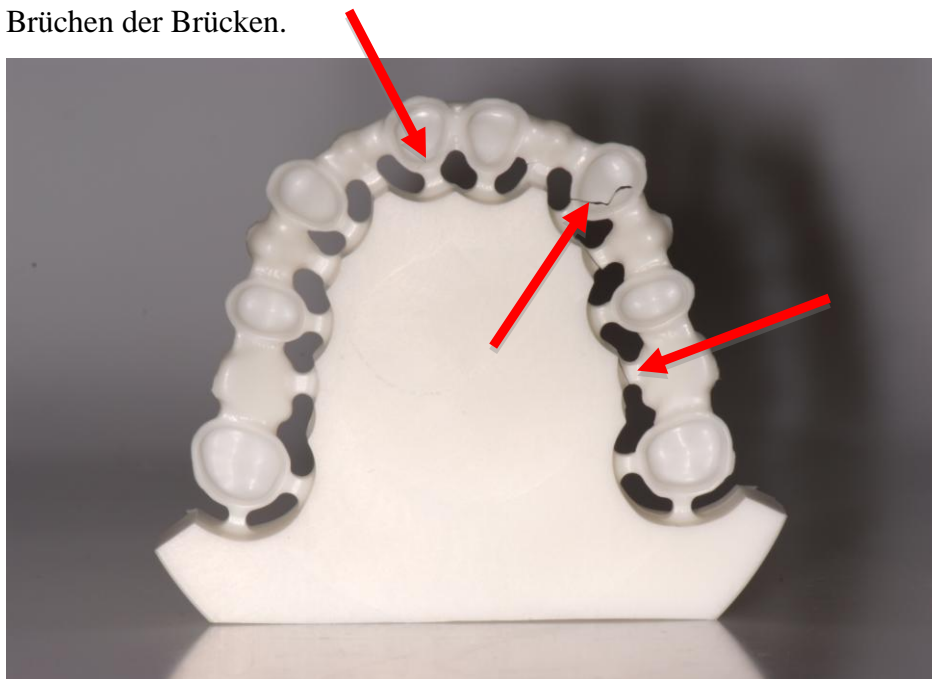


Abb.36: Falsches Connectoren und Zirkoniumkörper Design → daraus resultierende Spannungsbrüche

Alle oben genannten Faktoren sind für die interne und externe Passung der Restauration von Bedeutung. Kommt es in diesem Herstellungsprozess zu Fehlern, resultieren sehr viel schlechtere Randspaltwerte.

Im Sinterofen wurden die Restaurationen mit den Sinterpins auf die speziell für große Arbeiten gefertigten Sinterplatten positioniert und der Vorgang gestartet. Hervorragende

Randspaltwerte werden bei der Verarbeitung von dicht gesinteter Zirkonoxidkeramik, die nach Herstellung der Restauration nicht mehr der Sinterschrumpfung unterliegt, festgestellt.[86] Da der Verschleiß von Schleifkörpern bei dieser Größe einer Arbeit, wie sie eine 14-gliedrige Brücke aufweist, bei der Verarbeitung von dichtgesinteter Zirkonoxidkeramik enorm wäre, wird meist der Herstellungsweg über die Verarbeitung des Weisslings und der Nachsinterung gewählt.[92] Die Schwierigkeit dieser Herstellungsvariante liegt in der exakten Vorausberechnung der Sinterschrumpfung. Die Fräsmaschine muss die Restauration um einen bestimmten Faktor vergrößert schleifen, um eine Passung nach der Sinterung zu erreichen.[66,86,92]

Auch der Sintervorgang selbst muss gut gesteuert werden um eine möglichst gleichmäßige Schrumpfung zu erhalten. Einzelkronen und kleine Brücken werden in einer Schale mit Sand gesintert. Die Reibung im Sand ist allerdings zu groß um eine gleichmäßige Bewegung der Brücke zu erlauben, wodurch es zu Spannungsbrüchen und starken Passungsungenauigkeiten durch Verzug kommen würde. Hierzu wurden Sinterpins an die Okklusalfächen der Kronen konstruiert und eine glatte Platte als Sinterboden gewählt. So konnte die Reibung zwischen der Auflagefläche der Keramik, die sich nur mehr auf die Pins beschränkte und der Platte so deutlich verringert werden, sodass eine gleichmäßige Bewegung erreicht werden konnte.

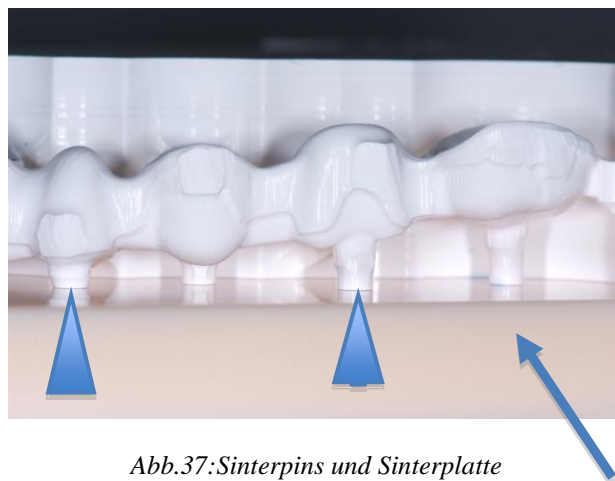


Abb.37:Sinterpins und Sinterplatte

Ein spezielles Programm für Zirkonoxidronden wurde von KaVo entwickelt um ein optimales Ergebnis zu erzielen. Nach jedem Sintervorgang wurde optisch kontrolliert ob die Pins der Brücken gleichmäßig auflagen. Sollte dies nicht der Fall sein, handelt es sich um einen Sinterverzug, der zu Passungenauigkeiten führen kann. Durch Rauigkeiten auf der Sinterplatte kann die Schrumpfungswanderung der Brücke behindert werden, weswegen bei vier Brücken eine etwas seitlichere Positionierung nach dem Sintern beobachtet werden konnte.

Die fertigen Arbeiten wurden von den verbliebenen Connectoren mit einer Turbine und einem

diamantierten Torpedo unter Wasserkühlung getrennt und die Brücke wurde mit dem jeweiligen Gipsmodell in Verbindung gebracht. Mit einem roten wasserlöslichen Stift wurde der Gipsstumpf versehen und die Brücke wurde mit gleichmäßigem Druck positioniert. Bei diesem Vorgang zeichneten sich die Störkontakte in rot auf der Innenseite der Keramik ab und diese wurden mit einer diamantierten Fräse unter Wasserkühlung entfernt. Die stärksten Störkontakte zeigten sich einheitlich bei allen Brücken an den Palatinalflächen von 25. Trotz Entfernung der Störstellen lagen hier die Brücken immer noch am besten auf. Hier kam es bei den Ergebnissen auch zu sehr guten Passgenauigkeitswerten.

Die fertig aufgepassten Arbeiten wurden mit Ketac Cem zementiert. Mit einer Zementierhilfe konnte eine gleichmäßige Druckverteilung sichergestellt werden. Die Mitte der Pfeiler wurde mit einem wasserfesten Stift gekennzeichnet. Das gesamte Gipsmodell mit der zementierten Restauration wurde mit einem Dublierband versehen und mit Gips aufgefüllt. Danach wurden transversale Schnittproben mit Hilfe einer Schnittmaschine hergestellt. Die Schnittproben wurden unter dem Mikroskop fotografiert. Der marginale Randspalt wurde mit 20-facher Vergrößerung, die innere Passung mit 5-facher Vergrößerung dargestellt. Mit Hilfe des Optimas Programms wurde der Zementspalt markiert und ausgerechnet. Die Werte wurden in eine Excel Tabelle kopiert und die Mittelwerte berechnet. Im SSPS Programm wurden die Werte ausgewertet und statistisch miteinander verglichen.

5.2 Randspalt

Sowohl die 14-gliedrigen Brücken mit marginalen Randspaltwerten (Typ IV) unter 105 µm (63% liegen unter 50 µm) als auch die Einzelkronen mit Randspaltwerten (Typ IV) unter 78 µm (88% liegen unter 45 µm) weisen einen klinisch akzeptablen Zementspalt auf. Die Vergleichstests zwischen den vestibulären und palatinalen Randspaltwerten weisen jedoch Passungsunterschiede auf.

Zusammenfassung der Ergebnisse des Signifikanztestes:

ZAHN	Bessere Passung	Schlechtere Passung
21	Vestibulär	palatinal
23	Palatinal	vestibulär
25	Palatinal	vestibulär
27	palatinal (gering)	vestibulär (gering)

Im Bereich des 1. Inzisivus wurden vestibulär bessere Werte als palatinal und an den übrigen Pfeilerzähnen palatinal bessere Werte gemessen. Diese Tatsache zeigt an, dass die Brücke nicht zu 100 Prozent einer dimensionsstabilen Schrumpfung während des Sintervorganges unterliegt. Es scheint zu einer schraubenartigen Verwindung zu kommen. Als Problem könnte die Größe und Stärke des verbleibenden Zirkonoxidkörpers genannt werden. Dieser massive Körper unterliegt einer langsameren Aufheizung und Abkühlungsphase als die skelettierte Brücke. Hierzu müssen Studien mit einer neueren Rondenform abgewartet werden. Durch die Herstellung einer Ronde mit skelettiertem oder ausgedünntem Mittelteil wird dieses Problem in Angriff genommen und die Randspaltvermessungen dazu könnten neuere Erkenntnisse bringen.

Die geringste Messwertdifferenz, zwischen palatinal und vestibulär, konnte mit durchschnittlich 5,2 μm im Molarenbereich gemessen werden. Dieser Pfeiler weist als Einziger über den Connector eine Verbindung zu dem Zirkoniumkörper auf. Diese Verbindung scheint so eine Stabilität dieser Pfeilerkrone zu gewährleisten, dass es hier kaum zu einem Verzug der Krone kommt. Werden allerdings mehrere Connectoren belassen, kommt es wie in Abb.37 gezeigt, zu Spannungsbrüchen innerhalb der Brücke.

Die größte Messwertdifferenz, mit ca.68 μm , konnte am Incisivus festgestellt werden. Insgesamt sind die Werte für den Zahn 21 vestibulär deutlich besser als palatinal. Eine mögliche Erklärung für dieses Verhalten wäre die doch deutlich kompliziertere geometrische Form der palatinalen Fläche des vorderen Inzisivus. Hier muss nicht nur die Maschine sehr viel mehr Rechenarbeit und Fräsarbeit leisten, sondern auch die Aufpassarbeiten in diesem Bereich gestalten sich schwieriger. All diese Parameter führen wahrscheinlich zu schlechteren Passungsergebnissen als im vestibulären Bereich.

Eine weitere große Messwertdifferenz konnte mit knapp 41 μm im Prämolarenbereich gefunden werden. Hier wurden wiederum palatinal bessere Werte als vestibulär gemessen. Schon während der Aufpassarbeiten, mussten an den Palatinalflächen der Prämolaren Störkontakte entfernt werden. Hier schien die Brücke sehr knapp anzuliegen.

Der Eckzahn zeigt im marginalen Randspaltbereich bessere Werte vestibulär als palatinal auf. Dies würde sehr gut zu der schraubenartigen Verwindung der Brücke passen. Allerdings sind die Messwerte in allen anderen Typen jeweils palatinal besser als vestibulär. Dies führt auch zu dem palatinal besseren Gesamtergebnis dieses Zahnes im Vergleichstest. Hier scheint es doch durch den Verzug der Brücke während des Sintervorganges zu einer Vestibulärwanderung gekommen zu sein, durch welche die Krone palatinal enger anzuliegen

scheint. Die schlechteren palatinalen Randspaltwerte im Typ IV könnten auf die doch geometrisch kompliziertere Form der Präparation als im vestibulären Bereich zurückzuführen sein.



Abb.:38 schwierige geometrische Form des Caninus palatinal

Bei den Einzelkronen konnte zwischen den Inzisivi, den Prämolaren und den Molaren ein Durchschnittswert von 24 μm gemessen werden, welcher deutlich unter den geforderten 50-100 μm liegt. Die einzige Ausnahme stellte der Caninus dar, dessen Werte mit 41,55 μm etwas über dem Schnitt der restlichen Kronen liegen. Bei diesem Zahn können diese Abweichungen auf die Anatomie und somit auf die Präparationsform zurückgeführt werden. Die Form des Eckzahnes ist doch mit keiner anderen vergleichbar und diese Geometrie scheint vom Fräsradius der Maschine doch limitiert zu sein, wobei auch dieser Wert unter den klinisch relevanten 50 μm liegt und somit keinen schlechten Randspaltwert darstellt.

Die Einzelkäppchen wurden ebenfalls nummeriert und auf das Ausgangsmodell aufgepasst. Alle Käppchen mussten verhältnismäßig lange aufgepasst werden um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erhalten. Die subjektive unter dem Mikroskop kontrollierte Endpassgenauigkeit war nach dem Aufpassen allerdings optimal.

Nur bei Charge Nummer 1 und 10 konnte subjektiv kein optimales Ergebnis, trotz weiteren Aufpassens, erzielt werden. Diese wurden jeweils mit einer anderen Charge gesintert wo es nicht zu Passungsungenauigkeiten gekommen war. Es konnte daher kein Zusammenhang festgestellt werden. Die Arbeitszeit belief sich auf circa 20 Minuten für vier Einzelkäppchen einer Charge (11, 13, 15 und 17).

5.3 Vergleichstests Brücke gegen Einzelkronen:

In diesem Signifikanztest wurden die durchschnittlichen Zementspaltbreiten und marginalen Randspaltwerte der Brücke mit denen der Einzelkronen verglichen.

Dieser Vergleich ist wichtig, um direkt die Passung von großen Restaurationen mit leichter herzustellenden Einzelzahnkappchen einer Maschine gegenüberzustellen. Dies lässt eine Aussage über das Potential der Maschine zu, qualitativ hochwertigen Zahnersatz in großen Dimensionen herzustellen.

Da die Brücken insgesamt eine gute Passung aufweisen, gab es einen nur geringen Unterschied. In nur 3 Fällen wurde ein signifikanter Unterschied berechnet.

Die Ergebnisse dieses Vergleichstestes zeigen, dass die Zementspaltbreite der Brücken sich nicht sehr stark von denen der Einzelkronen unterscheidet. In lediglich drei Typen konnten signifikante Unterschiede der Werte dargestellt werden. Dies spricht für eine gute Passgenauigkeit der 14-gliedrigen Brücken.

- Am Zahn 21 im Typ IV ergab der Test einen Unterschied im Sinne einer besseren Passung der Einzelkrone. Dieser starke Unterschied der Passung ist auf die deutlich schlechtere palatinale marginale Adaptation der Brücke zurückzuführen. Im vestibulären Bereich handelt es sich um einen weitaus geringeren Unterschied von ca. 10 μm . Durch den Verzug der Brücke während des Sintervorganges sind die palatinalen marginalen Randspaltwerte deutlich schlechter. Dieser Sinterverzug fällt bei den Einzelkronen weg, weswegen sich hier eine gleichmäßige Verteilung der Randspaltwerte findet.
- Auch am Zahn 25 wirkt sich der Verzug am meisten auf den marginalen Randspalt aus. Hier sind die Werte der Einzelkappchen im Typ IV deutlich besser als die der Brücken. Die Ursache der Passungsunterschiede liegt nur an einem der beiden Werte der Brücken. Hier sind die Randspaltwerte der Brücken im palatinalen Bereich deutlich besser als die des vestibulären Bereiches. Diese Aussage lässt sich ebenfalls auf den Sinterverzug der Brücken zurückführen. Die Restauration scheint sich während des Sintervorganges in sich verdreht zu haben.
- Am Zahn 27 wurde im okklusalen Bereich Typ III ein signifikanter Unterschied der Werte der Brücken im Vergleich zu den Einzelkronen festgestellt. Hier passen allerdings die Einzelkronen schlechter als die Brücken. Für diese Tatsache konnte der Verfasser selbst nur schwer einen Grund erraten. Einer der möglichen Gründe könnte der Übergang der Okklusalfläche auf die Vertikalfläche der Präparation sein. In fast allen Fällen lässt sich ein sehr enges Anliegen der Krone im Flankenbereich

darstellen. Hier könnte es während des Zementiervorganges zu einer Störung des Zementabflusses gekommen sein, welche zu leicht erhöhten Typ III Werten geführt hat.

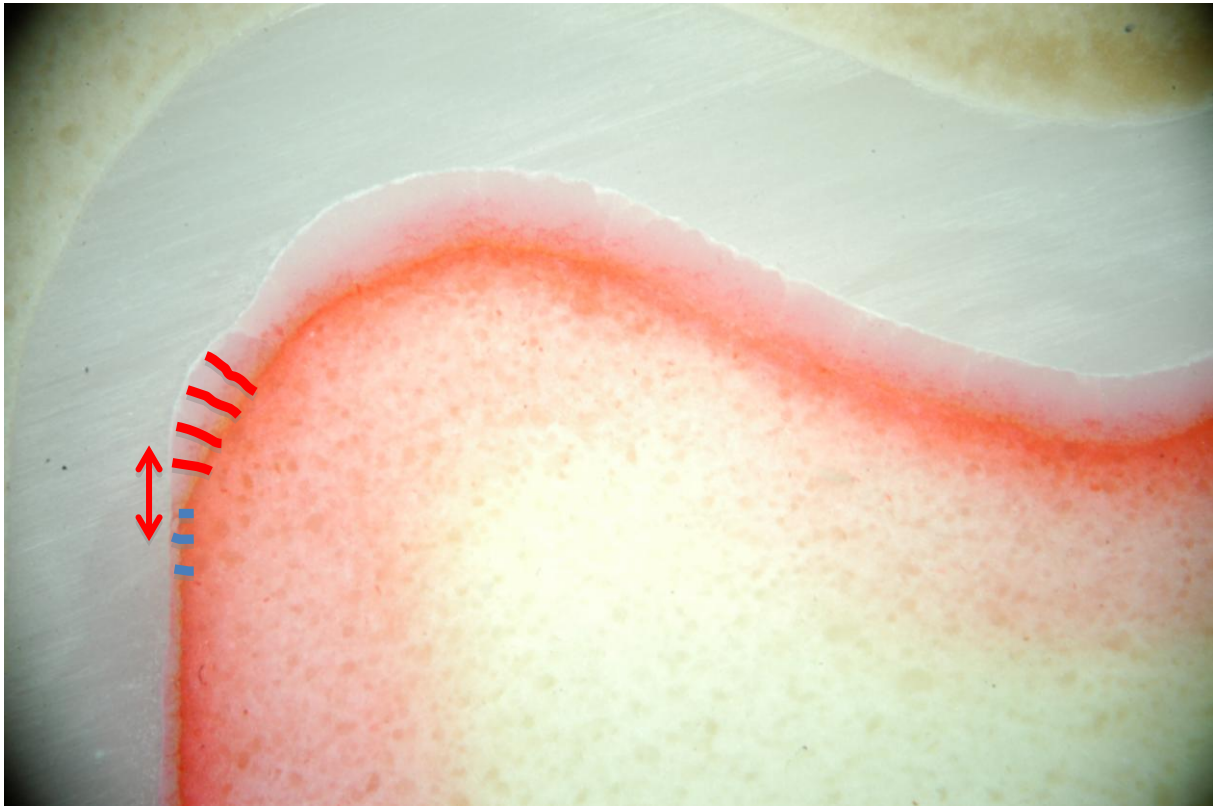


Abb.39: Übergang Okklusalfäche zu Vertikalfläche

5.4 Vergleich der Randspaltwerte mit der Literatur

Es gibt viele verschiedene Meinungen und Studien über den maximal akzeptablen Randspaltwert einer Restauration. Früher galten Werte unter 50 µm als akzeptable Werte, konnten aber kaum erreicht werden. Später wurden in Studien von McLean et al. [93] Werte von 120 µm als gut bewertet und heutzutage werden auch Werte bis zu 200 µm akzeptiert. Moldovan et al. [94] beurteilten 2006 Werte bis 100 µm als gut und 200- 300 µm als akzeptabel.

Die Mittelwerte dieser Studie liegen bei den Brücken zwischen 31 µm und 72 µm und für die Einzelkronen zwischen 18 µm und 44 µm und somit im klinisch akzeptablen Bereich.

Die Ergebnisse dieser Studie sind nur sehr schwer mit Ergebnissen anderer Studien zu vergleichen.

- Das erste Problem ist, dass es kaum Studien gibt in welchen eine so große Arbeit hergestellt und vermessen wird. Meist werden 3 oder 4-gliedrige Brücken verwendet, da sie eine klinisch relevantere Situation darstellen. 14-gliedrige Brücken werden heutzutage noch kaum angeboten bzw. verarbeitet. Das wirklich Schwierige dabei ist, die beiden Arbeiten miteinander zu vergleichen. 3 oder 4-gliedrige Brücken zeigen natürlich ein ganz anderes Sinterverhalten als 14-gliedrige. In einer Studie von Reich et al. 2008 [95] konnte kein signifikanter Unterschied zwischen 3 und 4-gliedrigen Zirkonoxidbrücken festgestellt werden, wobei die insgesamt schlechtesten Ergebnisse einer Studie von der Randspaltvermessung einer 4-gliedrigen CAD/CAM gefertigten Brücke von dem Everest System mit durchschnittlichen 206 µm im marginalen Randspaltbereich kommen.[96] Wie oben schon beschrieben, müssen hier genaueste Vorschriften, das Zirkonoxidkörperdesign und der Sintervorgang selbst betreffend, eingehalten werden, um Spannungsbrüche und Verzüge möglichst zu vermeiden. Anhand der Werte dieser Studie kann man jedoch erkennen, dass es gelungen ist, die Sinterschrumpfung vorauszuberechnen und den Sintervorgang zu optimieren, um gute Passungsergebnisse erzielen zu können. Andere Studien zeigen den Einfluss des Keramikkörpers auf die Passung der Restauration. In einem Versuch von Kunii Jan et al. [97] wird die marginale und interne Passung von CAD/CAM gefertigten Einzelkronen mit drei-, vier- und fünfgliedrigen Brücken unterschiedlichen Designs verglichen. Es zeigen die viergliedrigen Brücken mit 2 Zwischengliedern (APPA A: Abutment= Restauration, P: Pontic=Zwischenglied) am Übergang zum Zwischenglied deutlich schlechtere marginale Randspaltwerte als die fünfgliedrige Brücke mit einem

APAPA Design. Dies veranschaulicht den Einfluss der Sinterwärme auf die Zirkonoxidkeramik. Diese ist allerdings so gering, dass die Randspaltwerte immer noch im klinisch akzeptablen Bereich liegen.

- Es werden jeweils verschiedenste Materialien verwendet. In früheren Studien wurden meist dichtgesinterte Zirkonoxidronden verwendet, die nicht nachgesintert werden müssen. Bei dieser Art muss die Restauration beim Schleifen nicht um einen bestimmten Faktor größer hergestellt werden und unterliegt somit keiner Sinterschrumpfung. Studien zeigen, dass Brücken aus dichtgesintelter Zirkonoxidkeramik eine bessere Passung aufweisen als Brücken aus semigesintertem Material. In einer Studie von Kohorst et al. 2009 [96] wird ein durchschnittlicher Unterschied von 124-148 μm gemessen, Hier überzeugt das Digizon System mit dichtgesintelter Keramik mit Durchschnittswerten von 58 μm für den marginalen Randspalt gegenüber den Cercon, Inlab und Everest Systemen. Ein Vorteil dieser Herstellungsart ist natürlich, dass keine nachträgliche Verhärtung des Materials in einem Sintervorgang mehr notwendig ist. Um allerdings aus diesem bereits sehr harten Material die Restauration zu schleifen, werden, neben der beträchtlich längeren Herstellungsdauer, eine größere Anzahl an Schleifkörpern benötigt.
- Ein weiterer und eigentlich größter Faktor, der es sehr schwierig macht, Ergebnisse gezielt zu vergleichen, ist die Randspaltvermessung selbst. Die in Kapitel 2 beschriebene Einteilung nach Holmes [72] in einen horizontalen, vertikalen und absoluten marginalen Randspalt, wird allerdings in vielen Studien als „Standard“ verwendet, um so eine bessere Vergleichbarkeit der Studien zu erzielen. In dieser Studie wurde der absolute marginale Randspalt vermessen, da dieser Wert der klinisch relevanteste ist. In vielen weiteren Studien werden auch horizontaler und vertikaler Randspalt mit angegeben, welche eine genauere Darstellung der Passung erlauben. [91,96] Der absolute Randspalt ist allerdings der aussagekräftigste Wert, da er den tatsächlichen Abstand zwischen dem Restaurationsende und dem Präparationsrand angibt. Sehr wichtig, um die meisten Studien genau zu evaluieren, ist der Unterschied zwischen marginal gap und absolut marginal discrepancy. Der Wert des marginal gaps gibt lediglich die Strecke vom Präparationsrand bis zur Restauration an wohingegen beim absolut marginal discrepancy die Strecke zwischen dem jeweiligen Ende vermessen wird. In vielen Studien ist es schwierig herauszufinden, welcher Wert tatsächlich vermessen wurde, da es häufig auch nur zu Fehlern in der Nomenklatur kommt.

- Es gibt auch Unterschiede in der Vermessungstechnik selbst. Hierbei werden meist 2 unterschiedliche Wege gewählt, wie der Randspalt dargestellt werden soll. Bei in vitro Untersuchungen wird die Restauration auf das Gipsmodell zementiert, um den klinischen Weg möglichst genau nachzustellen. Nach dem Zementieren wird die Restauration wie bei dieser Studie in Gips eingebettet und anschließend in der Mitte geteilt, um einen Querschnitt des Zahnes mit der Krone zu erhalten. Auf diesem Weg kann man einerseits das Verhalten des Zementes gut beobachten, andererseits hängt die Qualität des Randschlusses auch stark vom Zementiervorgang ab und unterliegt somit dem Können und der Erfahrung des Anwenders. Bei diesem Verfahren handelt es sich jedoch um ein idealisiertes Modell. Es werden Zähne eines Modells unter Idealbedingungen präpariert und die Restauration ohne die limitierenden Faktoren im Mund, wie Speichelfluss, eingeschränkter Zugang, zementiert. In Studien wurden in vitro Werte von 29-81 μm dokumentiert [98,99] und in vivo Werte von 77-192 μm . [95,100,101] Um auch Restaurationen in vivo testen zu können, wurde die Replica Technik eingeführt. Hierbei wird eine dünnflüssige Silikonmasse in die Restauration eingebracht und diese auf den Zahn gesetzt. Nach Aushärtung dieser Masse kann die Restauration problemlos entfernt und danach eingesetzt werden. Die Stärke des Silikonmaterials gibt dann die Zementspaltbreite wieder und wird unter dem Lichtmikroskop vermessen. Der Vorteil dieser Technik ist, dass die Restauration dabei nicht zerstört werden muss. Anfangs konnte man sich nicht vorstellen, dass die Werte, die über die Replica Technik ermittelt wurden, denen der direkten Zementiervariante entsprachen. In einer Studie von Rahme et al. 2008 wurden Restaurationen zuerst über die Replica Technik vermessen und anschließend auf das Gipsmodell zementiert, geschnitten und erneut vermessen. Die Werte dieser Studie ergaben eine große Übereinstimmung der beiden Messmethoden.[102]

Die meisten Studien findet man über 3-gliedrige Zirkonoxidbrücken, die mit den verschiedensten Systemen hergestellt wurden. Es gibt meist signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen, jedoch ergibt das Endresultat bei allen klinisch akzeptable Werte. In vitro Randspaltvermessungen von dreigliedrigen Brücken zeigen Ergebnisse zwischen 29 und 89 μm im marginalen Randspaltbereich. [85,86,99,100] Es wurden im Rahmen einiger Doktorarbeiten an der Klinik für Zahn-Mund und Kieferheilkunde in München ebenfalls viele 3-gliedrige Zirkonoxidbrücken mit den unterschiedlichsten Systemen hergestellt und vermessen. Auch hier liegen die Randspaltwerte im Rahmen von 29-133 μm . [103,104,105] Die besten Ergebnisse lieferte

das Etkon Sytem mit durchschnittlichen 29,1µm [103] und die schlechtesten das Lava System mit durchschnittlichen 133µm.[104] In einer Studie von Reich et al. wurden neben 3 weiteren auch das Lava System 2005 getestet und es wurden hier Werte von durchschnittlich 65 µm gemessen.[100] Im Vergleich zu konventionell hergestellten Metallkeramikbrücken schneiden die CAD/CAM gefertigten Brücken etwas schlechter ab. In einer Studie von Sailer et al 2007 wurden ein durchschnittlicher Unterschied von 71 µm im marginalen Randspalt berechnet (189,6 µm Zirconia vs. 118,6 µm Metallkeramik) [101] und in einer weiteren Studie 2008 von Reich et al. konnte eine durchschnittliche Differenz von 23 µm (77 µm Zirconia vs. 54 µm Metallkeramik) nachgewiesen werden.[95] In dieser Studie von Sailer et al [101] handelt es sich allerdings um eine in vivo Studie, weshalb die Werte insgesamt etwas höher liegen. Geht man von anderen Studien für CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidbrücken aus, die bessere Ergebnisse liefern [86,99,100] kann kein so großer Unterschied zu Metallkeramikbrücken festgestellt werden. Allerdings gibt es, wie oben bereits erwähnt, Unterschiede in der Herstellungsart, Verarbeitung und beteiligten Personen an diesen Arbeiten, sodass ein Vergleich von unterschiedlichen Studien als vermindert aussagekräftig betrachtet werden sollte. In den oben genannten Studien wurden vom selben Team unter gleichbleibenden Bedingungen die beiden Restaurationen hergestellt, sodass hier ein Vergleich als sinnvoll erachtet werden kann. Natürlich sind auch diese Aussagen als kritisch zu betrachten, aber eine Tendenz kann beobachtet werden.

Im Vergleich dazu gibt es auch in vivo Studien über 3-gliedrige CAD/CAM gefertigte Zirkonoxidbrücken, die mit durchschnittlichen Werten von 70-190 µm insgesamt höhere Werte aufweisen.[101] Dies bestätigt die Annahme, dass sich unter den idealisierten Bedingungen einer in vitro Studie, bessere Ergebnisse erzielen lassen, als bei in vivo Studien. Im klinischen Alltag ist es aufgrund des meist beschränkten Zuganges im Molarenbereich und des stetigen Speichelflusses viel schwerer, die Präparation und die Abformung in einer so hohen Präzision durchzuführen, wie es unter idealisierten Bedingungen möglich ist. In vivo Studien geben daher meist die Werte wieder, die im klinischen Alltag erreicht werden können und weisen somit eine höhere Relevanz auf.

Einzelkronen:

Die ermittelten Randspaltwerte der Einzelkronen dieser Studie liegen zwischen 18 und 44 μm und lassen sich mit den ermittelten Werten von 17-63 μm in der Literatur vergleichen. [98,106,107] In einer Studie von Bindl et al. 2005 wurden CAD/CAM gefertigte Einzelkronen mit vier verschiedenen Systemen gegen konventionell hergestellte Keramikronen mit dem In Ceram und dem Empress Verfahren verglichen. Die konventionell hergestellten Kronen lagen mit Durchschnittswerten von 25 μm für das in Ceram System und 44 μm für das Empress Verfahren nicht weit von den Durchschnittswerten der CAD/CAM gefertigten Kronen entfernt. Hier konnte das Procera System mit 17 μm sogar bessere Ergebnisse als konventionelle Kronen erzielen. Das Decim System mit 23 μm , das DCS System mit 33 μm und das Cerec inLab System mit 43 μm ergaben im Vergleich zu den konventionell gefertigten Kronen keine besseren Werte. [98] Einen wichtigen Parameter konnte die Studie von Pierluigi et al. 2007 herausfinden. In dieser Studie wurden CAD/CAM gefertigte Kronen direkt nach der Anfertigung und ein zweites Mal nach Aufpassen der Krone vermessen. Hier konnten die Ergebnisse von 53 μm vor dem Aufpassen auf 41 μm verbessert werden. [107] Dies zeigt deutlich wie wichtig, trotz stark entwickelter Technik eine gute Aufpassarbeit des Zahntechnikers ist. In dieser Studie wird auch deutlich dass die Randspaltwerte von der dem Können und der Routine des Technikers oder des Doktoranden abhängig sind und somit die Vergleiche zwischen den Studien erschwert werden. Auch in dieser Arbeit konnte der Sitz der Einzelkronen durch das Aufpassen stark verbessert und damit konnten gute Randspaltergebnisse erzielt werden.

14-gliedrige Brücken:

Die gemessenen Werte des marginalen Randspaltes der 14-gliedrigen Brücken liegen zwischen 37 und 72 μm und sind mit den Werten von 3-gliedrigen Brücken (29-89 μm) absolut vergleichbar. Der Maximalwert von 134 μm ist klinisch nicht mehr akzeptabel, findet sich aber nur an dem palatinalen Messpunkt des Caninus. In diesem Bereich sind auch die Werte der Einzelkronen am schlechtesten. Hier dürfte sich, wie oben schon erwähnt, die komplizierte Geometrie des Zahnes auf die Passung auswirken.

Die höchsten Werte der Randspaltvermessung der 14-gliedrigen Brücken finden sich im Typ III wieder. Hier reichen die Werte von 70 μm bis zu 183 μm .

Als Vergleichsstudie kann hier eine Studie von Dr. Beuer et al. von 2009 [108] herangezogen werden. In dieser Studie wurden auch 14-gliedrige CAD/CAM gefertigte

Brücken aus Zirkonoxid hergestellt. Diese Brücken wurden mit dem Zeno System hergestellt, wo die Restaurationen auch aus semigesinterten Zirkonoxidronen gefertigt und danach dichtgesintert wurden. Nach den Aufpassarbeiten eines Doktoranden wurden die Brücken zementiert, eingebettet, geschnitten und vermessen. Diese Studie erreicht mit Werten zwischen 17 μm und 38 μm für den marginalen Randspalt bessere Werte als in dieser Arbeit ermittelt werden konnte. Der maximal gemessene Wert liegt mit 158 μm etwas über den 134 μm dieser Arbeit und wurde am Inzisivus gemessen. Warum die Werte dieser Studie deutlich besser ausgefallen sind als jene dieser Arbeit, lässt sich nicht hundertprozentig klären.

Ein Teil lässt sich auf die Maschinen zurückführen. In die Scan und Fräßeinheit von Zenotec fließt sehr viel industrielles Know-How ein, die diese Vorgänge optimieren. Der Vergleich dieser Studien zeigt doch einen geringen Vorteil des Zenotec System. Vor allem in Bereich der Einzelkronen konnten mit der Zenotec sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Hier liegen die Mittelwerte des marginalen Randspaltes zwischen 8 und 17 μm , wohingegen die Mittelwerte des Kavo Systems bei 17-63 μm liegen.

Ein weiterer Faktor der in jedem Vergleich von Studien berücksichtigt werden muss, ist die Fertigkeit der Person, die an dieser Studie arbeitet. Große Einflussfaktoren auf die Randspaltwerte sind, neben den Aufpassarbeiten auch der Zementiervorgang und die Vermessungsarbeiten.

6. Zusammenfassung:

In dieser vorliegenden in vitro Untersuchung wurden zehn 14-gliedrige Brücken mit dem KaVo Everest System gefertigt. Diese Brücken wurden am marginalen Randspalt und an der inneren Zementfuge vermessen, um ein Bild über das Sinterverhalten großer Arbeiten zu erhalten. Restaurationen, die sich über den gesamten Kiefer erstrecken, zeigen zurzeit noch wenig klinische Relevanz. Da der Wunsch der Patienten jedoch immer stärker in Richtung festsitzend und zahnfarben geht, werden große Zirkonoxid gefertigte Brücken immer mehr an Nachfrage gewinnen. Das KaVo Everest System bietet die Möglichkeit mit einem großen Scannerfeld und einer 5-achsigen Fräsmaschine diese Arbeiten im Technikerlabor relativ einfach herzustellen. Die Bedienung dieser Maschine ist mit ein wenig Übung relativ leicht zu bewältigen und durch eine Internetverbindung kann KaVo zu jeder Zeit auf den Rechner zugreifen und hilfestellend zur Verfügung stehen. Die größte Herausforderung für KaVo war es, die Sinterschrumpfung und das Sinterverhalten einer 14-gliedrigen Brücke so vorauszuberechnen, dass eine gute Passung der Arbeit erzielt werden konnte. Als Kontrollgruppe wurden im Rahmen dieser Studie unter denselben Voraussetzungen 40 Einzelkronen gefertigt und vermessen.

Für die Brücken wurde ein Modell mit acht „ideal“ präparierten Pfeilern hergestellt und abgeformt. Des Weiteren wurde ein Silikonmodell hergestellt, aus welchem auch nach häufigem Ausgießen, immer identisch ideale Modelle gefertigt werden konnten. Die so hergestellten Pindexmodelle wurden eingescannt und es am Computer eine Restauration konstruiert. Diese wurde danach aus einer Zirkonoxidronde gefräst und im Ofen nachgesintert. Nach erfolgten Aufpassungsarbeiten wurden die Brücken auf das jeweilige Gipsmodell zementiert und eingebettet. Von jedem Pfeiler wurden transversale Schnittproben gefertigt und unter dem Mikroskop wurde die Zementfuge vermessen. Unter denselben Bedingungen wurden die Einzelkronen gefertigt.

Die Werte für den marginalen Randspalt bei den 14-gliedrigen Brücken liegen mit 37-72 µm im klinisch akzeptablen Bereich und sind im Vergleich zu den Einzelkrone mit Mittelwerten von 17-63 µm nicht stark abweichend. Hier müssen natürlich die standardisierten Bedingungen dieser Studie erwähnt werden. In vitro Studien zeigen meist bessere Werte als in-vivo Studien da die Untersuchungen unter idealisierten Umständen durchgeführt werden können. Zwar wird versucht, die Voraussetzungen der Studie so praxisnahe wie möglich zu halten, allerdings können die limitierenden Faktoren in der Mundhöhle nicht komplett dargestellt werden. So stellt sich für einen Zahnarzt die Präparation von acht Pfeilern mit gemeinsamer Einschubrichtung, die Abformung derselben und der Zementiervorgang der

6. Zusammenfassung

Restauration als deutlich schwerer dar, als es in einer Studie am Phantomkopf ohne Speichelfluss, Zungen-, und Wangen- Bewegungen simuliert werden kann. Hier müssen noch weitere in-vivo Studien zu mehrgliedrigen Restaurationen abgewartet werden. Insgesamt zeigen die Werte dieser Studie eine gute marginale Passung.

7.Literaturverzeichnis:

- [1] J. Tinschert, G. Natt, S. Körbe, N. Neines, N. Heussen, M. Weber, und H. Spiekermann, „Bruchfestigkeit zirkonoxidbasierter Seitenzahnbrücken eine vergleichende In-vitro-Studie“, *Quintessenz*, Bd. 57, Nr. 8, S. 867–876, 2006.
- [2] M. Rosentritt, M. Behr, C. Thaller, H. Rudolph, und A. Feilzer, „Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns“, *Quintessence Int*, Bd. 40, Nr. 8, S. 655–662, Sep. 2009.
- [3] J. Tinschert, G. Natt, W. Mautsch, M. Augthun, und H. Spiekermann, „Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study“, *Int J Prosthodont*, Bd. 14, Nr. 3, S. 231–238, Juni 2001.
- [4] M. Zahran, O. El-Mowafy, L. Tam, P. A. Watson, und Y. Finer, „Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology“, *J Prosthodont*, Bd. 17, Nr. 5, S. 370–377, Juli 2008.
- [5] A. Weber, H. Rudolph, S. Quaas, R. G. Luthardt, und A. Thöne, „Eine aktuelle Standortbestimmung aus Sicht der Zahnärzte“, *zm*, Bd. 96, Nr. 24, S. 52–55, 2006.
- [6] F. Beuer, D. Edelhoff, und J. Schwaiger, „die digitale Abformung- ein Update“, *Quintessenz*, Bd. 61, Nr. 7, S. 815–822, 2010.
- [7] W. Geurtsen, „[Crown and restoration margins]“, *Dtsch Zahnarztl Z*, Bd. 45, Nr. 7, S. 380–386, Juli 1990.
- [8] D. A. Felton, B. E. Kanoy, S. C. Bayne, und G. P. Wirthman, „Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health“, *J Prosthet Dent*, Bd. 65, Nr. 3, S. 357–364, März 1991.
- [9] M. Noack, R. Haak, und M. Wicht, „Sekundärkaries-Therapie und Prävention“, *Quintessenz*, Bd. 55, Nr. 10, S. 1073–1081, 2004.
- [10] H. Kappert und K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Thieme, 1996.
- [11] H. J. Conrad, W.-J. Seong, und I. J. Pesun, „Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review“, *J Prosthet Dent*, Bd. 98, Nr. 5, S. 389–404, Nov. 2007.
- [12] „Technische Keramik - Informationszentrum“. [Online]. Available: <http://www.keramverband.de/keramik.html>. [Accessed: 09-Aug-2011].
- [13] R. Janda, „Silikatkeramiken“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 33, Nr. 4, S. 448–456, 2007.
- [14] D. Edelhoff, „Vollkeramik von A-Z für Praktiker“, *Ästhetische Zahnmedizin*, Bd. 1, S. 30–38, 2003.
- [15] M. Kern, „Vollkeramik auf einen Blick“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 32, Nr. 5, S. 514–520, 2006.
- [16] J. Manhardt, „Vollkeramikrestaurationen in der restaurativen Zahnmedizin“, *wissen kompakt*, Nr. 4, S. 3–13, 2007.
- [17] H. Kappert und K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten*, 6. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Thieme, 2006.
- [18] R. Janda, „Silikatkeramiken Teil 2“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 33, Nr. 6, S. 720–730, 2007.
- [19] R. Janda, „Gläser, Glaskeramiken und Keramiken“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 32, Nr. 11, S. 1264–1273, 2006.
- [20] H. Bürke, „Zwei Glaskeramiken auf dem neuesten Stand“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 32, Nr. 11, S. 316–325, 2006.

7.Literaturverzeichnis

- [21] J. Tinschert, G. Natt, B. Doose, H. Fischer, und R. Marx, „Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik“, *DZZ*, Bd. 54, S. 545–550, 1999.
- [22] F. Beuer und J. Schwaiger, „CAD in Practice“, *ZWL*, Bd. 1, S. 38–42, 2009.
- [23] P. Marquardt und J. R. Strub, „Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study“, *Quintessence Int*, Bd. 37, Nr. 4, S. 253–259, Apr. 2006.
- [24] R. G. Luthardt, „Ästhetische Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik“, *zm*, Bd. 95, Nr. 21, S. 62–66, 2005.
- [25] S. Witkowski, „Hightech-Biokeramiken für die Zukunft“, *Quintessenz Zahntech*, Nr. 1, S. 66–76, 2006.
- [26] A. Kurbad, „Dentalkeramiken für CAD/CAM Anwendung“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 33, Nr. 5, S. 546–555, 2007.
- [27] T. Vagkopoulou, S. O. Koutayas, P. Koidis, und J. R. Strub, „Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic“, *Eur J Esthet Dent*, Bd. 4, Nr. 2, S. 130–151, 2009.
- [28] N. Greenwood, *Chemie der Elemente*, 1. Aufl., 1. korrigierter Nachdr. Weinheim [u.a.]: VCH, 1990.
- [29] S. Reich, „Vollkeramik“, *wissen kompakt*, Bd. 1, S. 19–29, 2009.
- [30] I. Sailer, A. Fehér, H. Lüthy, L. J. Gauckler, P. Schärer, und C. H. F. Hämmerle, „Prospektive klinische Studie über die Bewährung von Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidkeramik nach drei Jahren Beobachtungszeit“, *Quintessenz*, Bd. 58, Nr. 3, S. 251–261, 2007.
- [31] H. Yilmaz, C. Aydin, und B. E. Gul, „Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics“, *J Prosthet Dent*, Bd. 98, Nr. 2, S. 120–128, Aug. 2007.
- [32] F. Beuer, B. Steff, M. Naumann, und J. A. Sorensen, „Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials“, *Eur. J. Oral Sci*, Bd. 116, Nr. 4, S. 381–386, Aug. 2008.
- [33] J. Chai, F. C. S. Chu, T. W. Chow, und B. M. H. Liang, „Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics“, *Int J Prosthodont*, Bd. 20, Nr. 6, S. 587–595, Dez. 2007.
- [34] K. Plengsombut, J. D. Brewer, E. A. Monaco Jr, und E. L. Davis, „Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses“, *J Prosthet Dent*, Bd. 101, Nr. 3, S. 166–173, März 2009.
- [35] C. Cura, M. Özcan, G. Isik, und A. Saracoglu, „Comparison of alternative adhesive cementation concepts for zirconia ceramic: glaze layer vs zirconia primer“, *J Adhes Dent*, Bd. 14, Nr. 1, S. 75–82, Feb. 2012.
- [36] F. J. T. Burke, G. J. P. Fleming, D. Nathanson, und P. M. Marquis, „Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence“, *J Adhes Dent*, Bd. 4, Nr. 1, S. 7–22, 2002.
- [37] D. Edelhoff und M. Özcan, „To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation“, *Clin Oral Implants Res*, Bd. 18 Suppl 3, S. 193–204, Juni 2007.
- [38] J. Y. Thompson, B. R. Stoner, J. R. Piascik, und R. Smith, „Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?“, *Dent Mater*, Bd. 27, Nr. 1, S. 71–82, Jan. 2011.
- [39] R. G. Luthardt, M. Holzhüter, O. Sandkuhl, V. Herold, J. D. Schnapp, E. Kuhlisch, und M. Walter, „Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics“, *J. Dent. Res.*, Bd. 81, Nr. 7, S. 487–491, Juli 2002.

7.Literaturverzeichnis

- [40] T. Kosmac, C. Oblak, P. Jevnikar, N. Funduk, und L. Marion, „The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic“, *Dent Mater*, Bd. 15, Nr. 6, S. 426–433, Nov. 1999.
- [41] J. Pelaez, P. G. Cogolludo, B. Serrano, J. F. L. Serrano, und M. J. Suarez, „A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses“, *Int J Prosthodont*, Bd. 25, Nr. 5, S. 451–458, Okt. 2012.
- [42] J. Schmitt, S. Holst, M. Wichmann, S. Reich, M. Gollner, und J. Hamel, „Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up“, *Int J Prosthodont*, Bd. 22, Nr. 6, S. 597–603, Dez. 2009.
- [43] S. Rinke, N. Gersdorff, K. Lange, und M. Roediger, „Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results“, *Int J Prosthodont*, Bd. 26, Nr. 2, S. 164–171, Apr. 2013.
- [44] P. Triwatana, N. Nagaviroj, und C. Tulapornchai, „Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature“, *J Adv Prosthodont*, Bd. 4, Nr. 2, S. 76–83, Mai 2012.
- [45] F. Beuer, M. Stimmelmayer, W. Gernet, D. Edelhoff, J.-F. Güh, und M. Naumann, „Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results“, *Quintessence Int*, Bd. 41, Nr. 8, S. 631–637, Sep. 2010.
- [46] M. Schmitter, K. Mussotter, P. Rammelsberg, T. Stober, B. Ohlmann, und O. Gabbert, „Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results“, *J Oral Rehabil*, Bd. 36, Nr. 8, S. 610–615, Aug. 2009.
- [47] F. Zarone, S. Russo, und R. Sorrentino, „From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations“, *Dent Mater*, Bd. 27, Nr. 1, S. 83–96, Jan. 2011.
- [48] I. Sailer, A. Fehér, F. Filser, L. J. Gauckler, H. Lüthy, und C. H. F. Hämmerle, „Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures“, *Int J Prosthodont*, Bd. 20, Nr. 4, S. 383–388, Aug. 2007.
- [49] C. Sax, C. H. F. Hämmerle, und I. Sailer, „10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks“, *Int J Comput Dent*, Bd. 14, Nr. 3, S. 183–202, 2011.
- [50] R. G. Luthardt, „Aktueller Stand der CAD/CAM Technologie für Zahnrestorationen“, *Zahntech Mag*, Bd. 6, S. 514–523, 2002.
- [51] A. Kurbad und K. Reichel, „CAD/CAM-gestützte Vollkeramikrestorationen aus Zirkonoxid“, *Quintessenz*, Bd. 55, Nr. 6, S. 673–684, 2004.
- [52] J. Tinschert, G. Natt, S. Hassenpflug, und H. Spiekermann, „Status of current CAD/CAM technology in dental medicine“, *Int J Comput Dent*, Bd. 7, Nr. 1, S. 25–45, Jan. 2004.
- [53] S. Quaas, H. Rudolph, und R. G. Luthardt, „CAD/CAM Systeme für die Praxis“, *zm*, Bd. 98, Nr. 23, S. 52–58, 2008.
- [54] F. Beuer, J. Schwaiger, und D. Edelhoff, „Automatisierte Herstellung von Zahnersatz“, *wissen kompakt*, Bd. 1, S. 17–19, 2007.
- [55] M. Persson, M. Andersson, und B. Bergman, „The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns“, *J Prosthet Dent*, Bd. 74, Nr. 3, S. 223–229, Sep. 1995.
- [56] A. Posselt und T. Kerschbaum, „Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays“, *Int J Comput Dent*, Bd. 6, Nr. 3, S. 231–248, Juli 2003.
- [57] D. J. Fasbinder, „Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations“, *J Am Dent Assoc*, Bd. 137 Suppl, S. 22S–31S, Sep. 2006.
- [58] S. Reich, T. Vollborn, und S. Wolfart, „Die optische intraorale Abformung – vier Systeme im Überblick“, *DZZ*, Bd. 67, Nr. 3, S. 177–188, 2012.
- [59] A. Mehl, A. Ender, W. Mörmann, und T. Attin, „Accuracy testing of a new intraoral 3D camera“, *Int J Comput Dent*, Bd. 12, Nr. 1, S. 11–28, 2009.

7.Literaturverzeichnis

- [60] B. Reiss, „Powdering or spraying“, *Int J Comput Dent*, Bd. 12, Nr. 1, S. 53–57, 2009.
- [61] B. Heinloth, „Die digital generierte biogenerische Kaufläche“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 36, Nr. 8, S. 1084–1092, 2010.
- [62] J. Richter und A. Mehl, „Evaluation for the fully automatic inlay reconstruction by means of the biogeneric tooth model“, *Int J Comput Dent*, Bd. 9, Nr. 2, S. 101–111, Apr. 2006.
- [63] G. Arnetzl, „CAD/CAM paving the way for modern all-ceramic application in the dental practice“, *Int J Comput Dent*, Bd. 10, Nr. 1, S. 105–107, Jan. 2007.
- [64] P. I. Wanschka, „Der Fräsprozess bei den CAD/CAM Technologien und der Einfluss der fräsbaren Materialien“, *Quintessenz Zahntech*, Bd. 36, Nr. 12, S. 1679–1684, 2010.
- [65] S. Quaas, „CAD-CAM gestützte Fertigungsverfahren“, *ZWP*, Bd. 4, S. 42–46, 2010.
- [66] J. Tinschert und G. Natt, *Oxidkeramiken und CAD CAM-Technologien : Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007.
- [67] KaVo, „Technische Information KaVo Everest CAD/CAM System“.
- [68] H. J. Rehberg, „Der Kronenrand: Exakter Randschluss - was ist das?“, *Dtsch Zahnärztl Z*, Nr. 26, S. 696–699, 1971.
- [69] J. N. Walton, F. M. Gardner, und J. R. Agar, „A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement“, *J Prosthet Dent*, Bd. 56, Nr. 4, S. 416–421, Okt. 1986.
- [70] G. Libby, M. R. Arcuri, W. E. LaVelle, und L. Hebl, „Longevity of fixed partial dentures“, *J Prosthet Dent*, Bd. 78, Nr. 2, S. 127–131, Aug. 1997.
- [71] B. E. Pjetursson, K. Tan, N. P. Lang, U. Brägger, M. Egger, und M. Zwahlen, „A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years“, *Clin Oral Implants Res*, Bd. 15, Nr. 6, S. 667–676, Dez. 2004.
- [72] J. R. Holmes, S. C. Bayne, G. A. Holland, und W. D. Sulik, „Considerations in measurement of marginal fit“, *J Prosthet Dent*, Bd. 62, Nr. 4, S. 405–408, Okt. 1989.
- [73] S. Addi, A. Hedayati-Khams, A. Poya, und G. Sjögren, „Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro“, *J Dent*, Bd. 30, Nr. 1, S. 53–58, Jan. 2002.
- [74] T. Kerschbaum, M. Mentler-Köser, und E. Stender, „Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?“, *zm*, Bd. 80, S. 2200–2210, 1990.
- [75] J. A. Sorensen, „A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems“, *J Prosthet Dent*, Bd. 62, Nr. 3, S. 264–269, Sep. 1989.
- [76] J. A. Sorensen, „A standardized method for determination of crown margin fidelity“, *J Prosthet Dent*, Bd. 64, Nr. 1, S. 18–24, Juli 1990.
- [77] K. L. Knoernschild und S. D. Campbell, „Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures“, *J Prosthet Dent*, Bd. 84, Nr. 5, S. 492–498, Nov. 2000.
- [78] J. F. Roulet, „Marginal integrity: clinical significance“, *J Dent*, Bd. 22 Suppl 1, S. S9–12, 1994.
- [79] M. Goldman, P. Laosonthorn, und R. R. White, „Microleakage--full crowns and the dental pulp“, *J Endod*, Bd. 18, Nr. 10, S. 473–475, Okt. 1992.
- [80] J. Goldberg, J. Tanzer, E. Munster, J. Amara, F. Thal, und D. Birkhed, „Cross-sectional clinical evaluation of recurrent enamel caries, restoration of marginal integrity, and oral hygiene status“, *J Am Dent Assoc*, Bd. 102, Nr. 5, S. 635–641, Mai 1981.
- [81] H. M. Eriksen, E. Bjertness, und B. F. Hansen, „Cross-sectional clinical study of quality of amalgam restorations, oral health and prevalence of recurrent caries“, *Community Dent Oral Epidemiol*, Bd. 14, Nr. 1, S. 15–18, Feb. 1986.

7.Literaturverzeichnis

- [82] J. D. Bader, R. G. Rozier, W. T. McFall Jr, und D. L. Ramsey, „Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients“, *J Prosthet Dent*, Bd. 65, Nr. 1, S. 75–79, Jan. 1991.
- [83] G. J. Christensen, „Marginal fit of gold inlay castings“, *J Prosthet Dent*, Bd. 16, Nr. 2, S. 297–305, Apr. 1966.
- [84] J. R. Holmes, W. D. Sulik, G. A. Holland, und S. C. Bayne, „Marginal fit of castable ceramic crowns“, *J Prosthet Dent*, Bd. 67, Nr. 5, S. 594–599, Mai 1992.
- [85] W. Att, F. Komine, T. Gerdts, und J. R. Strub, „Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses“, *J Prosthet Dent*, Bd. 101, Nr. 4, S. 239–247, Apr. 2009.
- [86] F. Beuer, H. Aggstaller, D. Edelhoff, W. Gernet, und J. Sorensen, „Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers“, *Dent Mater*, Bd. 25, Nr. 1, S. 94–102, Jan. 2009.
- [87] D. M. Kyrios, E. S. Duke, und A. S. Windeler, „Glass-ionomer cement film thickness and working time“, *J Prosthet Dent*, Bd. 62, Nr. 5, S. 533–536, Nov. 1989.
- [88] B. Fransson, G. Oilo, und R. Gjeitanger, „The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study“, *Dent Mater*, Bd. 1, Nr. 5, S. 197–199, Okt. 1985.
- [89] D. Assif, B. Antopolski, M. Helft, und I. Kaffe, „Comparison of methods of clinical evaluation of the marginal fit of complete cast gold crowns“, *J Prosthet Dent*, Bd. 54, Nr. 1, S. 20–24, Juli 1985.
- [90] R. Luthardt, H. Rudolph, S. Benzinger, und M. Walter, „Vergleich von Validität und Reliabilität der konventionellen Replika-Technik gegenüber einer 3D-Replika-Technik“, *Dtsch Zahnärztl Z*, Nr. 59, S. 462–467, 2004.
- [91] J. Tinschert, G. Natt, W. Mautsch, H. Spiekermann, und K. J. Anusavice, „Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system“, *Oper Dent*, Bd. 26, Nr. 4, S. 367–374, Aug. 2001.
- [92] P. F. Manicone, P. Rossi Iommetti, und L. Raffaelli, „An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications“, *J Dent*, Bd. 35, Nr. 11, S. 819–826, Nov. 2007.
- [93] J. W. McLean und J. A. von Fraunhofer, „The estimation of cement film thickness by an in vivo technique“, *Br Dent J*, Bd. 131, Nr. 3, S. 107–111, Aug. 1971.
- [94] O. Moldovan, H. Rudolph, S. Quaas, G. Bornemann, und R. G. Luthardt, „Internal and external fit of CAM-made zirconia bridge frameworks - a pilot study“, *DZZ*, Bd. 61, S. 38–42, 2006.
- [95] S. Reich, K. Kappe, H. Teschner, und J. Schmitt, „Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses“, *Eur. J. Oral Sci*, Bd. 116, Nr. 6, S. 579–584, Dez. 2008.
- [96] P. Kohorst, H. Brinkmann, J. Li, L. Borchers, und M. Stiesch, „Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems“, *Eur. J. Oral Sci*, Bd. 117, Nr. 3, S. 319–325, Juni 2009.
- [97] J. Kunii, Y. Hotta, Y. Tamaki, A. Ozawa, Y. Kobayashi, A. Fujishima, T. Miyazaki, und T. Fujiwara, „Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks“, *Dent Mater J*, Bd. 26, Nr. 6, S. 820–826, Nov. 2007.
- [98] A. Bindl und W. H. Mörmann, „Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations“, *J Oral Rehabil*, Bd. 32, Nr. 6, S. 441–447, Juni 2005.
- [99] A. Bindl und W. H. Mörmann, „Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro“, *Int J Periodontics Restorative Dent*, Bd. 27, Nr. 6, S. 567–575, Dez. 2007.

7.Literaturverzeichnis

- [100] S. Reich, M. Wichmann, E. Nkenke, und P. Proeschel, „Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems“, *Eur. J. Oral Sci*, Bd. 113, Nr. 2, S. 174–179, Apr. 2005.
- [101] F. Wettstein, I. Sailer, M. Roos, und C. H. F. Hämmerle, „Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures“, *Eur. J. Oral Sci*, Bd. 116, Nr. 3, S. 272–279, Juni 2008.
- [102] H. Y. Rahme, G. E. Tehini, S. M. Adib, A. S. Ardo, und K. T. Rifai, „In vitro evaluation of the ‚replica technique‘ in the measurement of the fit of Procera crowns“, *J Contemp Dent Pract*, Bd. 9, Nr. 2, S. 25–32, 2008.
- [103] T. Fischer, Dissertation zum Vergleich der marginalen und internen Passung von drei verschiedenen Zirkonoxid-Systemen anhand dreigliedriger Brücken. LMU München: , 2006.
- [104] Siad-Abdin Bey, Dissertation zur Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme. LMU München: , 2003.
- [105] C. Stieglbauer, Dissertation zur Lichtmikroskopischen Untersuchung von vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme. LMU München: , 2005.
- [106] K. B. May, M. M. Russell, M. E. Razzoog, und B. R. Lang, „Precision of fit: the Procera AllCeram crown“, *J Prosthet Dent*, Bd. 80, Nr. 4, S. 394–404, Okt. 1998.
- [107] P. Coli und S. Karlsson, „Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings“, *Int J Prosthodont*, Bd. 17, Nr. 5, S. 577–580, Okt. 2004.
- [108] F. Beuer, P. Neumeier, und M. Naumann, „Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers“, *J Oral Rehabil*, Bd. 36, Nr. 2, S. 142–149, Feb. 2009.

8. Anhang

Übersicht über die Ergebnisse der Brücken:

ZAHN; TYP	N	Minimum µm	Maximum µm	Mittelwert µm	Standardabweichung
BRÜCKEN					
21 TYP I vest.	10	37,5	120,8	73,0	25,1
21 TYP I pal.	10	76,2	170,1	118,0	33,5
21 TYP II vest.	10	45,6	114,9	73,2	23,0
21 TYP II pal.	10	116,3	209,9	155,5	31,5
21 TYP III vest.	10	81,2	179,4	137,5	33,1
21 TYP III pal.	10	57,4	196,7	111,0	42,7
21 TYP IV vest.	10	8,0	91,0	38,1	27,4
21 TYP IV pal.	10	30,0	139,,0	106,0	52,8
23 TYP I vest.	10	50,4	125,8	102,4	23,4
23 TYP I pal.	10	52,0	112,6	66,4	18,3
23 TYP II vest.	10	74,1	149,3	110,8	25,0
23 TYP II pal.	10	56,8	131,3	90,9	21,4
23 TYP III vest.	10	128,7	187,7	155,5	22,3
23 TYP III pal.	10	26,8	121,9	70,7	31,2
23 TYP IV vest.	10	10,7	89,2	48,2	27,0
23 TYP IV pal.	10	8,5	134,6	65,9	41,8
25 TYP I vest.	10	75,9	172,4	119,0	32,8
25 TYP I pal.	10	29,7	71,3	52,4	14,2
25 TYP II vest.	10	91,4	182,6	138,0	30,5
25 TYP II pal.	10	33,2	65,4	50,7	11,4
25 TYP III vest.	10	108,8	204,1	144,9	27,9
25 TYP III pal.	10	132,0	256,9	183,6	41,1
25 TYP IV vest.	10	17,8	131,8	72,2	33,1
25 TYP IV pal.	10	2,9	87,7	31,3	25,7
27 TYP I vest.	10	57,9	116,6	85,2	17,9

8.Anhang

27 TYP I pal.	10	40,3	78,6	60,0	14,6
27 TYP II vest.	10	65,6	102,5	89,9	13,2
27 TYP II pal.	10	32,9	63,7	45,9	9,4
27 TYP III vest.	10	79,1	204,5	149,0	46,4
27 TYP III pal.	10	84,6	227,3	173,2	45,9
27 TYP IV vest.	10	14,9	104,2	42,8	28,6
27 TYP IV pal.	10	4,7	88,4	37,6	25,6

Übersicht über die Ergebnisse der Einzelkronen

ZAHN; TYP	N	Minimum µm	Maximum µm	Mittelwert µm	Standardabweichung
EINZELKRONEN					
21 TYP I vest.	10	29,4	126,5	62,8	27,8
21 TYP I pal.	10	61,5	226,7	97,9	51,4
21 TYP II vest.	10	40,0	76,5	56,2	11,1
21 TYP II pal.	10	85,0	173,6	130,3	24,0
21 TYP III vest.	10	95,5	244,4	128,7	44,1
21 TYP III pal.	10	11,2	159,0	120,2	43,6
21 TYP IV vest.	10	5,2	119,0	27,9	33,8
21 TYP IV pal.	10	4,8	53,8	27,4	18,1
23 TYP I vest.	10	40,2	113,7	69,8	22,0
23 TYP I pal.	10	49,7	131,5	75,8	24,3
23 TYP II vest.	10	30,3	146,8	71,7	34,6
23 TYP II pal.	10	97,7	250,9	145,9	45,,0
23 TYP III vest.	10	95,5	244,4	128,7	44,1
23 TYP III pal.	10	91,2	234,6	138,4	42,1
23 TYP IV vest.	10	2,4	207,6	39,1	62,3
23 TYP IV pal.	10	3,2	205,4	44,0	59,9
25 TYP I vest.	10	53,1	95,2	72,6	14,1
25 TYP I pal.	10	56,8	156,8	82,6	28,5
25 TYP II vest.	10	43,0	103,7	77,8	18,6
25 TYP II pal.	10	42,0	116,3	75,8	23,7
25 TYP III vest.	10	129,1	165,5	144,9	14,3
25 TYP III pal.	10	111,3	176,9	143,8	20,3
25 TYP IV vest.	10	4,1	92,3	27,6	26,3
25 TYP IV pal.	10	3,2	42,6	18,4	14,6
27 TYP I vest.	10	54,9	195,5	98,1	41,1
27 TYP I pal.	10	52,4	126,2	80,3	26,6
27 TYP II vest.	10	32,7	114,0	70,9	21,4

8.Anhang

27 TYP II pal.	10	52,7	177,3	98,6	34,3
27 TYP III vest.	10	152,2	369,1	222,9	58,2
27 TYP III pal.	10	129,8	235,6	191,1	37,5
27 TYP IV vest.	10	3,6	218,8	78,0	67,3
27 TYP IV pal.	10	4,3	92,7	19,7	26,8

9. Lebenslauf

Name: Nicole Paar
Name vor der Eheschließung: Pink
Geburtsdatum: 10.06.1987
Geburtsort: Graz, Steiermark, Österreich
Familienstand: verheiratet
Eltern: Dr. med. univ. et med. dent. Pink Ewald
Dr. med. uni. Et med. dent. Pink Ingrid

Schulische Ausbildung:

1993-1997	Volksschule Knottingerstraße Bruck/ Mur Österreich
1997-2005	Bundes- und Bundesrealgymnasium Bruck/ Mur Österreich
2005	Matura mit ausgezeichnetem Erfolg

Universitäre Ausbildung:

WS 05/06	Studium der Zahnheilkunde an der Karl-Franzens Universität Graz
SS 06-SS 11	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians Universität München
27.09.2007	Naturwissenschaftliche zahnärztliche Vorprüfung
02.10.2008	Zahnärztliche Vorprüfung
SS 2011	Zahnärztliche Prüfung
16.08.2011	Approbation als Zahnärztin

Berufstätigkeit:

Ab 08.2011	Anstellung als Zahnärztin in einem Ambulatorium der Gebietskrankenkasse Steiermark
01.04.2012	Übernahme der Plankassenstelle in Aflenz Kurort
28.04.2012	Eröffnung der Zahnarztpraxis in Aflenz Kurort

10. Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die mich tatkräftig bei dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein Dank gilt Professor Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, für die Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik.

Weiters möchte ich mich bei Priv. Doz. Dr. Florian Beuer für die Bereitstellung der Dissertationsarbeit, die wissenschaftliche Betreuung und die tatkräftige Unterstützung bedanken.

Bei den Zahntechnikern der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik möchte ich mich herzlich für die tolle Unterstützung in Materialfragen bedanken.

Der Firma KaVo danke ich für die kostenlose Bereitstellung der Materialien und der Maschine, sowie für das tolle Einführungswochenende in Biberach.

Dr. Dipl. Ing Kurt Erdelt möchte ich für die Unterstützung bei technischen Fragen zur Auswertung danken.

ZA ZT Peter Neumeier danke ich für die Hilfe im Labor.

Vor allem möchte ich meinen Eltern und meinem Ehemann Dr. David Paar für die zahlreichen Korrekturlesungen, sowie für die motivierenden Worte bedanke.

10. Danksagung

Eidesstattliche Versicherung

Paar Nicole

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Marginale und interne Randspaltuntersuchung von 14-gliedrigen CAD/CAM
gefertigten Zirkonoxidgerüsten**

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und
alle Erkenntnisse, die aus dem Schriftum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche
kenntlich gemacht und nach Ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln
nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass ich die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in
ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangen eines akademischen Grades eingereicht
wurde.

Bruck/Mur, 27.05.2013